

# **Die Retentionskraft von drei Befestigungszementen in Abhängigkeit von der Testmethode**

Inaugural – Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde  
des Fachbereichs Humanmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Michael Schafhausen  
aus Düsseldorf

Gießen 2007

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn, Mund- und Kieferheilkunde  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen  
Direktor: Prof. Dr. P. Ferger

Gutachter: Prof. Dr. P. Ferger  
Gutachter: Frau Prof. Dr. S. Ruf

Tag der Disputation: 19.09.2007

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
<b>1. Einleitung</b>	<b>6</b>
<b>2. Literaturübersicht</b>	<b>9</b>
2.1 Retention	9
2.1.1 Retentionsfläche	10
2.1.2 Konvergenzwinkel	12
2.1.3 Befestigungszemente	13
2.3 Haftmechanismus der Zemente	16
2.4 Verfahren zur Testung der Haftkraft von Dentalzementen	18
2.5 Simulierung der Nutzungsdauer	23
<b>3. Ziel der Arbeit</b>	<b>25</b>
<b>4. Material und Methode</b>	<b>26</b>
4.1 Arbeitsgrundlage	26
4.2 Auswahl der Zähne	26
4.3 Einbettung der Zähne	26
4.4 Präparation der Zähne	28
4.5 Abformung der präparierten Zähne u. Herstellung der Modellstümpfe	30
4.6 Herstellung der Wachsmodellation und Guss der Modellation	32
4.7 Zementieren der Gussobjekte	34
4.7.1. Ketac Cem:	34
4.7.2 Dyract Cem:	35
4.7.3. Rely X Unicem:	35
4.8. Thermocycling – Wasserbad	37
4.8.1 Wasserbad	37

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
4.8.2 Thermocycler	37
4.9 Abzugsversuche	38
4.10 Auswertung und graphische Darstellung der Messergebnisse	39
4.10.1 Haftflächenermittlung	40
4.10.2 Funktionsweise des Scanners	41
4.10.3 Messung der Objektoberfläche	42
4.11 Statistische Auswertung und graphische Darstellung der Ergebnisse	43
4.11.1 Boxplot – Diagramm	45
<b>5. Ergebnisse</b>	<b>46</b>
5.1 Ergebnisse der Kronen-Tests	46
5.1.1 Test auf Normalverteilung	46
5.1.2 Deskriptive Statistik	46
5.1.3 Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen	48
5.1.4 Homogene Varianzanalyse	48
5.1.5 Auswirkung des Thermocyclings	50
5.2 Ergebnisse Insert-Tests	55
5.2.1 Test auf Normalverteilung	55
5.2.2 Deskriptive Statistiken	55
5.2.3 Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen	56
5.2.4 Inhomogene Varianzanalyse	57
5.2.5 Auswirkung des Thermocyclings	58
5.3 Standardabweichung als Maß der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse	62

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
<b>6. Diskussion</b>	<b>66</b>
6.1 Diskussion der Abzugswerte	66
6.2 Diskussion der Thermocyclings	70
6.3 Diskussion der Testmethoden	74
<b>7. Zusammenfassung</b>	<b>76</b>
7.1 Zusammenfassung	76
7.2 Summary	79
<b>8. Tabellarischer Anhang</b>	<b>81</b>
<b>9. Literaturverzeichnis</b>	<b>85</b>
<b>10. Erklärung</b>	<b>91</b>
<b>11. Danksagung</b>	<b>92</b>
<b>12. Lebenslauf</b>	<b>93</b>

# 1. Einleitung

## 1 Einleitung

Der Langzeiterfolg einer prothetischen Restauration ist in entschiedenem Maße von der Retention des festsitzenden Zahnersatzes abhängig. Ein Verlust der Retention bewirkt zwangsläufig einen Funktionsverlust der Versorgung, und somit einen Misserfolg der Therapie.

Die Retention wird laut *Kaufmann et al.* von drei Hauptfaktoren beeinflusst, der Zahnpräparation, dem Gussobjekt und dem Einsetzzement. [38] Diese drei Hauptfaktoren können weitergehend in entsprechende Unterfaktoren unterteilt werden. Bei der Zahnpräparation sind der Präparationswinkel, die Oberflächengröße, die Oberflächenrauigkeit und das Präparationsdesign ausschlaggebend. Weiter wird von vielen Autoren eine Mindestpräparationshöhe von 3mm gefordert, um eine ausreichende Retention zu erhalten.

Die prothetische Restauration wird durch die Passgenauigkeit, das Material und die Oberflächenbeschaffenheit der Innenseite beeinflusst.

In Bezug auf den Zement sind sowohl der Zementtyp, dessen Verarbeitung und Endhärte, als auch die Löslichkeit des Zementes im Mundmilieu entscheidend für die Retention. [42]

Die meisten obengenannten Faktoren sind durch den Behandler oft nicht zu beeinflussen, da die Notwendigkeit einer prothetischen Versorgung in der Regel einen hohen Zerstörungsgrad eines Zahnes impliziert und somit eine große Retentionsfläche nicht mehr zu Verfügung steht. Die Lage des Zahnes im Zahnbogen und der damit verbundene Zugang als auch eine erschwerte Sicht während des Präparierens lassen sich ebenfalls nicht beeinflussen.

Somit ist es für den Zahnarzt wichtig zu wissen, mit welchen Hilfsmitteln er die Retention bei einer schlechten Ausgangssituation verbessern kann. Grundsätzlich stehen ihm Mittel wie eine chirurgische Kronenverlängerung oder eine Stiftverankerung jeglicher Art, zur Gewinnung von Retentionsfläche zu Verfügung. Auch ist es möglich durch eine besonders retentive Präparationsform den Halt der Restauration zu steigern.

Da sich die Retention damit nur in abgesteckten Grenzen steigern lässt, führen auch die teils sehr aufwendigen Hilfsmittel und Maßnahmen nicht immer zum gewünschten Erfolg.

# 1. Einleitung

In solchen Fällen ist ein Zement wünschenswert, der die ungünstigen Voraussetzungen durch eine besonders hohe Haftkraft ausgleichen kann.

Die Grundlagen der heutigen Zemente reichen bis ins 19. Jahrhundert zurück und wurden entsprechend den stetig wachsenden Ansprüchen weiter entwickelt, so dass aktuell eine Vielzahl von Einsetzzementen unterschiedlicher chemischer Zusammensetzungen zum Einsatz kommen. Die Haftkraft der Einsetzzemente kann auf zwei Arten zustande kommen, man unterscheidet Zemente, welche durch ein Verkeilen ihrer Partikel Retention schaffen, von den Adhäsivzementen, die eine Befestigung im Sinne eines Klebeverbundes erzielen. Zu den aktuell gebräuchlichen physikalisch wirkenden Zementen zählen die Zinkphosphatzemente, Zink-Polycarboxylatzemente und die Zinkoxid-Eugenolzemente.

Glasionomerezemente, Hybridzemente, Compomere und Compositezemente erreichen ihre Retention hingegen durch einen chemischen Verbund mit der Zahnhartsubstanz und/oder dem Restaurationsmaterial.

Die Retention von Einsetzzementen ist Gegenstand zahlreicher Untersuchungen und findet sich somit mannigfaltig in der Fachliteratur wieder. Daraus geht hervor, dass insbesondere Kunststoffzemente der neuesten Generation eine sehr gute Retention aufweisen. Diese Zemente erfordern in der Regel aber eine separate Vorbehandlung der Zähne mit einem Primer und einem Bonding. Erst in Zusammenhang mit dieser zeitaufwendigen und techniksensiblen Vorbehandlung erreichen diese Zemente einen adhäsiven Verbund zum Zahn und damit die beschriebenen guten Retentionswerte.

Rely X Unicem stellt einen selbstprimenden, selbstbondenden Kunststoffzement dar, welcher ohne eine separate Vorbehandlung auskommen soll.

In der vorliegenden Untersuchung soll durch Abzugsversuche geklärt werden, ob dieser einfach anzuwendende Zement gleichwertige oder bessere Retentionswerte liefern kann.

Des Weiteren soll ein besonderes Augenmerk auf die Testmethode gerichtet werden. In der Vergangenheit wurden zu diesem Zweck regelhaft stilisierte Kronen genutzt, um die Retention von Einsetzzementen zu testen.

# 1. Einleitung

Diese Testmethode soll einer Versuchsreihe mit Inserts als Prüfkörpern gegenübergestellt werden, um zu klären in wie weit sich die Methodik weiter vereinfachen lässt und zu besser standardisierten Ergebnissen führen kann.



## 2. Literaturübersicht

### 2 Literaturübersicht

#### 2.1 Retention:

Es haben sich viele Arbeiten mit der Frage beschäftigt was für den dauerhaften Erfolg einer prothetischen Restauration ausschlaggebend ist. Sie sind zu dem Ergebnis gekommen das der klinische Erfolg einer zahnärztlichen Rekonstruktion in einem hohen Maße von der Retentionskraft des Einsetzzementes abhängig ist.[1, 3, 5, 7, 15, ]

Die Retention ist definiert als Widerstandskraft gegen Dislokation entlang der Einschubrichtung [38]. Sie wird aber auch noch von vielen anderen Faktoren bezüglich der verwendeten Materialien, als auch von der Präparationstechnik maßgeblich beeinflusst. [34]

Die Haftkraft eines Einsetzzementes hat große Auswirkung auf die Verweildauer der Restauration in situ, und muss teils erheblichen Abzugskräften, die etwa durch klebrige Speisen auftreten können, entgegenwirken. Unter günstigen Bedingungen kommen auch Zemente mit einer vergleichbar geringen Retentionskraft dieser Aufgabe ausreichend nach. [42] Sind die Voraussetzungen aber schwierig, sind Zemente mit einer hohen Retentionskraft notwendig, um einen frühzeitigen Verlust der Restaurationen zu verhindern. [9]

Die Retention wird von drei Hauptfaktoren entscheidend beeinflusst, durch die Retentionsfläche, den Konvergenzwinkel und den Befestigungszement. [30, 2]

Ungünstige Voraussetzungen bedeuten demzufolge eine geringe Retentionsfläche, bzw. ein ungünstiges Längen–Basis–Verhältnis der Zähne und ein großer Konvergenzwinkel der zu versorgenden, beschliffenen Zähne. Diese ungünstigen Bedingungen können durch anatomische Verhältnisse oder durch eine vorgegebene Situation vom Behandler nicht zu beeinflussen sein.

In diesen Fällen ist ein Zement wünschenswert, der die Retention bei einer geringen Haftfläche und/oder einen großen Präparationswinkel verbessert.

Der komplette Verlust einer Restauration stellt aber nicht die ganze Problematik dar, die sich durch den Verlust der Retention einstellen kann.

## 2. Literaturübersicht

Wesentlich ungünstiger ist der teilweise Verlust der Retention, der zu Mikrobewegungen der Restauration während der Mastikation führen kann. Diese Mikrobewegungen haben zu Folge, dass Speichel durch den entstehenden kapillaren Effekt unter die Restauration gepumpt wird (Perkolation).

Dies bewirkt zum einen, dass sich der Zement weiter im Mundmilieu lösen kann, zum anderen kann so dauerhaft die zu schützende Zahnschubstanz geschädigt werden. [14] In den meisten Fällen geschieht dies vom Patienten, als auch vom behandelnden Zahnarzt unbemerkt, da diese Mikrobewegungen nur schwer zu erkennen sind. Insbesondere sind die Mikrobewegungen schwer festzustellen, wenn umfangreichere Restaurationen mit mehreren Brückenpfeilern zum Einsatz gekommen sind, und sich nur ein Pfeiler aus dem Brückenverband gelöst hat. Die restlichen Brückenpfeiler sorgen für einen scheinbar einwandfreien Sitz und halten die Konstruktion in Position. Dieser Zustand kann über einen nicht unerheblich langen Zeitraum bestehen bleiben, so dass es gar nicht selten zu einer unbemerkten und kompletten Zerstörung der Zahnkrone unter der gelösten Restauration kommt. Demzufolge ist eine dauerhafte Retention der Zemente von entscheidender Bedeutung

### 2.1.1 Retentionsfläche

Es gibt viele Untersuchungen die sich mit der Größe der Retentionsfläche beschäftigen haben, die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass sie ausschlaggebenden Einfluss auf die Haftkraft der Zemente hat.

Die Retentionsfläche wird zum einen durch die Oberflächengröße des beschliffenen Zahnes, zum anderen durch die Beschaffenheit der Oberfläche beeinflusst.

Die Oberflächengröße setzt sich aus der Präparationshöhe und dem Umfang des Zahnes zusammen. In der Literatur ist die Präparationshöhe Gegenstand zahlreicher Untersuchungen, und wird als Mindesthöhe von 3mm, bei entsprechendem Präparationswinkel angegeben, um eine ausreichende Retention zu erzielen. [37] Diese Mindestpräparationshöhe betrifft vor allem mechanisch haftende Zemente, die ansonsten zu wenig Retention liefern, und sich die Restauration schon nach kurzer Zeit wieder lösen kann.

## 2. Literaturübersicht

*El-Mowafy et al.* [2] untersuchte die Retention von drei Einsetzzementen in Zusammenhang mit einer Präparationshöhe von 3 und 5mm. Als Zement kamen ein Zinkphosphat und zwei Kunststoffzemente zum Einsatz.

Er kam zu dem Ergebnis, dass alle drei Zemente eine signifikant bessere Retention, bei den 5mm hohen Stümpfen aufwiesen. [2] Die Abzugswerte lagen je nach Zementsorte bei einer Präparationshöhe von 3 mm zwischen 203,9 und 479,4 N. Bei einer Präparationshöhe von 5 mm hingegen erreichten sie Werte zwischen 295,1 und 749,1 N. Hier lässt sich bereits eine klare Steigerung der Retentionswerte durch eine Vergrößerung der Retentionsfläche erkennen.

*Maxwell et al.* stellte fest, dass bis zu einer Höhe von 3mm sich die Retention pro Millimeter Höhenzunahme jeweils verdoppelte, danach die Kraftzunahme aber nicht mehr linear anstieg. [37]

*Kaufmann et al.* begründen dieses Verhalten damit, dass es sich bei einem beschliffenen Zahn mit einem beliebigen Präparationswinkels um einen konvergierenden Zylinder handelt, und somit die Fläche im Vergleich zu einem parallelwandigem Zylinder kleiner wird, je höher der Stumpf ist [38]

Um einen ausreichend festen mechanischen Halt einer Krone auf einem Stumpf zu erzielen, muss also eine ausreichend breite parallele Zone vorliegen. Die Retention ist aber nicht allein von der Größe der Haftfläche, sondern auch von dem Längen-Basis-Verhältnis abhängig, so dass Zähne mit großem Umfang eine größere Präparationshöhe benötigen, als Zähne mit einem geringeren Umfang. [32]

Somit benötigen Zähne mit einer kleinen Haftfläche, die nach der Präparation einen großen Präparationswinkel aufweisen, einen Zement mit einer größeren Haftkraft, als Zähne welche über ausreichend Retentionsfläche verfügen und steil genug präpariert werden konnten.

Durch das Beschleifen eines Zahnes können je nach verwendetem Instrument unterschiedlich raue Oberflächen resultieren, die auf den verwendeten Zement abgestimmt werden müssen. Es gibt Zemente die eher an rauen, andere die eher an glatten Oberflächen ihre optimale Haftkraft entwickeln können. Die Oberfläche eines beschliffenen Zahnes kann auch noch durch viele andere Faktoren verändert sein, woraus eine unterschiedlich starke Retention der Zemente resultiert. Die Zahnhartsubstanz kann nach dem Schleifvorgang in

## 2. Literaturübersicht

unterschiedlichem Maße Schmelz-, als auch Dentinanteile aufweisen. Der Schmelz besitzt verschiedene Schmelztypen, welche, wie aus der Füllungstherapie mit Kunststoffen bekannt ist, einen differenten Haftverbund zu chemisch haftenden Kunststoffen eingehen kann.

Das Dentin kann durch physiologische, als auch durch pathologische Prozesse einen höheren Grad der Sklerotisierung aufweisen. Schmelz und Dentin können durch aktive und inaktive kariöse Prozesse verändert sein, so dass diese Unregelmäßigkeiten in erster Linie Einsetzzemente beeinflussen welche einen chemischen Verbund zu den Zahnhartsubstanzen eingehen.[31, 5]

Die Oberflächenbeschaffenheit wird durch das Beschleifen des Zahnes verändert und es können je nach Präparationsinstrument unterschiedlich raue Oberflächen resultieren. Die Rauigkeit setzt sich aus dem Riefenabstand und der Rautiefe zusammen.

Einige Autoren sind zu dem Ergebnis gelangt, dass die Oberflächenrauigkeit auf die einzelnen Zementarten unterschiedliche Auswirkungen haben, so benötigen einige Zemente eher eine raue Oberfläche um optimal haften zu können, andere erzielen bei einer relativ glatten Oberfläche ein besseres Ergebnis.

*Oilo* und *Jorgensen* liefern Ergebnisse die belegen, dass bei Verwendung von Zinkoxidphosphat, als auch von -Polycarboxylatzementen bessere Resultate an einer relativ rauen Dentinfläche in Erscheinung treten. [30]

*Zumstein* fand heraus, dass bei Verwendung von Zinkoxidphosphatzementen die Oberflächenrauigkeit im Bereich von 0,003 – 0,18 µm von beschliffenen Dentin keinen Haftunterschied ergab. [23] Für die Anwendung von Glasionomern ergab die Untersuchung von *Zumstein* hingegen eine bessere Retention an einer feinen Oberfläche. Er führt dieses Ergebnis auf eine exaktere Benetzung der Oberfläche und eine bessere physiko-chemische Adhäsion zurück. [23]

### 2.1.2 Konvergenzwinkel

Der Konvergenzwinkel beeinflusst in entscheidendem Maße die Retention von Restaurationen, insbesondere für solche Zemente, die durch ein Verkeilen ihrer Partikel

## 2. Literaturübersicht

wirken. Dies trifft weniger für Zementsorten zu, die einen chemischen Verbund zur Zahnschmelze, und zum Restaurationsmaterial eingehen können. [6].

So fand *EL-Mowafy* heraus, dass eine Vergrößerung des Präparationswinkels von 12 auf 35 Grad, keinen Einfluss auf die Retention der verwendeten Kunststoffzemente hatte. Für die Verwendung eines Zinkoxid-Phosphatzement ergab die Untersuchung eine signifikante Reduzierung der Retentionswerte durch Vergrößerung des Präparationswinkels. [2]

Je steiler der Präparationswinkel gewählt wird, desto höher fällt die Retention aus. Idealerweise sollte ein Konvergenzwinkel von sechs bis acht Grad präpariert werden. [33] Tatsächlich liegen die durchschnittlichen erreichten Kegelwinkel in der Praxis zwischen 13 und 29 Grad. [34] *Ohm und Silness* fanden in einer Studie heraus, dass der tatsächliche Präparationswinkel von Arbeiten die von Zahnmedizinstudenten im Abschlussemester durchgeführt wurden im Durchschnitt 21 Grad betrugen.[35] In einer weiteren Studie wurden die tatsächlichen Präparationswinkel von praktizierenden Zahnärzten untersucht und es wurden ebenfalls Winkel von lediglich durchschnittlich 20 Grad erreicht.[36]

### 2.1.3 Befestigungszemente

Die Zemente stellen ein Bindeglied zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration dar. Ihre Aufgabe ist es die Restaurationen dauerhaft an der Zahnschmelze zu befestigen, um so ihre Funktion zu gewährleisten, als auch die beschliffenen Zähne vor äußeren Einflüssen zu schützen. Man unterscheidet bei den Zementen klassische Zemente, die über ein Verkeilen ihrer Bestandteile Retention schaffen, von neueren Zementen, die einen innigen chemischen Verbund zu der Zahnhartsubstanz eingehen können.

Zu den klassischen Zementen zählen die Zinkphosphatzemente, Zink-Polycarboxylatzemente und die Zinkoxid-Eugenolzemente.

Einen chemischen Verbund zu der Zahnschmelze sollen die Glas-Polyalkenoatzemente (GIZ), Kunststoffzemente und die Hybridzemente eingehen können. Die Hybridzemente nehmen aufgrund ihrer Zusammensetzung eine Zwischenstellung ein. Sie bestehen aus Bestandteilen der Kunststoffzemente, als auch der Glasionomerzemente.

## 2. Literaturübersicht

Die meist verwendeten und umfassend erforschten Zemente sind zurzeit noch die Zinkphosphat und Glasionomerzemente. Mit Hilfe der Zinkphosphatzemente lassen sich auch heute noch gute Langzeitergebnisse und ausreichende Haftwerte erzielen, wenn die Ausgangsposition gut und das Schleifresultat in einem angemessenen Rahmen liegen. [42]

Eine Retentionssteigerung lässt sich durch die Verwendung von Glasionomer oder Kunststoffzemente erreichen. Moderne Kunststoffzemente erreichen eine bis zu dreimal höhere Retention, als Zinkoxidphosphatzemente. [7] Ein weiterer Vorteil der Compositezemente liegt in der möglichen Stabilisierung von grazen Restaurationen wie Komposite- und Keramikinlays. Durch einen engen Klebeverbund entsteht eine Einheit aus Restauration und Zahnschubstanz, so dass einwirkende Kräfte gleichmäßiger verteilt werden. [7] Compositezemente werden in einem umfangreichen Farbspektrum angeboten, so dass die Farbgebung bei Verwendung von transparenten Vollkeramiken, vor allem im ästhetisch sensiblen Frontzahnbereich der Restauration angepasst werden können. Durch den engen Klebeverbund der Kunststoffzemente zu Zahn und Restauration resultiert ebenfalls eine hohe Randgüte, was verhindert, dass Bakterien penetrieren können. [7] Die hohe Randgüte bewirkt einen optimalen Schutz des beschliffenen Zahnes vor einer Sekundärkaries und eventuellen Lösung des Zementes im Mundmilieu.

Um den Verbund zwischen Zahn und Zement zu erhöhen, wird bei Verwendung von einigen Zementen der neueren Generation, den Glasionomer- und Kunststoffzementen, seitens der Hersteller eine Vorbehandlung des Zahnstumpfes mit einem Primer, einem Adhäsiv und einem Bonding empfohlen.

Es gibt inzwischen aber auch selbst konditionierende Zemente auf Kunststoffbasis, wodurch eine separate Vorbehandlung überflüssig wird und so der Zeitaufwand des Zementierens, als auch mögliche Fehler bei der Vorbehandlung geringer ausfallen.

Die Indikation der unterschiedlichen Zemente sollte eng gestellt werden, die Zemente unterscheiden sich nicht nur in der Wechselwirkung mit der Zahnhartsubstanz, sondern auch in der Haftkraft zu unterschiedlichen Restaurationsmaterialien. So eignen sich einige Zemente besonders bei der Verwendung von Keramikrestaurationen, andere erreichen höhere Haftwerte mit Metallkonstruktionen.

## 2. Literaturübersicht

Die Legierung der Rekonstruktion beeinflusst ebenfalls die Haftkraft der einzelnen Zemente. *Ergin et al.* stellte für eine Nickel-Chrom-Legierung eine höhere Haftkraft bei Anwendung eines Glasionomer, zwei modifizierten Glasionomer und einem Zinkphosphatzement gegenüber einer Gold-Silber-Palladium-Legierung fest.[5] Der Phosphatzement erreichte bei Verwendung der GSP-Legierung einen Abzugswert von 120,88 N, hingegen mit der NC-Legierung 143,9N. Bei dem verwendeten modifizierten Glasionomerzement wird der Unterschied noch deutlicher. Er erreichte Haftwerte von 145,88 N mit der GSP-Legierung und 220,71 N mit der NC-Legierung. Ein Kunststoffzement hingegen erreicht mit der Goldlegierung die höheren Retentionswerte. (Goldlegierung 276,85; Nickel-Chrom 225,61 N) [5]

Die Oberflächen von Gusslegierungen können aber auch zusätzlich durch Verfahren, wie Sandstrahlen, durch ein Silicoatverfahren, oder auch durch die Vorbehandlung mit einem Metallprimer modifiziert werden, welche die Abzugswerte signifikant erhöhen. [21]

Die Oberflächen von Keramikrestorationen können zur Retentionssteigerung ebenfalls vorbehandelt werden. *Stewart et al.* [15] erreichte für unterschiedliche Kunststoffzemente, nach einer Lagerung von 6 Monaten die höchsten Retentionswerte, nach einer Vorbehandlung der Feldspatkeramik durch eine Kombination aus Mikro-Ätzung und anschließender Silanisierung. Ähnlich gute Abzugswerte wurden durch eine Kombination von Sandstrahlung und Silanisierung erreicht. Die geringsten Retentionswerte wurden durch ein alleiniges Sandstrahlen der Keramik erreicht.

Weitere Faktoren die über den Erfolg einer Restauration entscheiden, sind die Passgenauigkeit der Restauration und der Zustand des zu präparierenden Zahnes und seiner Umgebung.

Für den Langzeiterfolg entscheidend ist ebenfalls die Löslichkeit des Zementes im Mundmilieu und die marginale Qualität der Restauration. [4]

## 2. Literaturübersicht

Ein idealer Zement müsste demnach die folgenden aufgeführten Optionen optimal erfüllen:

- hohe Druckfestigkeit- hohe Zugfestigkeit
- geringe Schichtdicke
- gute Biokompatibilität
- starke Adhäsion sowohl an der Zahnhartsubstanz, als auch an dem Restaurationsmaterial
- geringe Löslichkeit im Mundmilieu
- hohe Randgüte
- rasche Belastbarkeit
- schnelle und einfache Verarbeitung
- geringe Kosten

### 2.3 Haftmechanismus der Zemente

Die klassischen Einsetzzemente, wie auch der als Standardzement verwendete Zinkoxid-Phosphatzement erzeugen Retention durch ein Verkeilen ihrer Partikel nach dem Aushärtevorgang. [30] Genauer betrachtet setzt sich die Retention aus 13 % Oberflächenadhäsion und 87 % mikroretentiven mechanischen Halt zusammen.

Vorraussetzung für das Ineinandergreifen der Zementstränge ist eine ausreichend raue Oberfläche des Zahnstumpfes und der Restauration. [34]

Die Retention wird bei diesen Zementen auch durch die Dicke des Zementfilms nach dem Aushärten beeinflusst. Eine geringe Dicke des Zementfilms reduziert die Gefahr von Rissen und Sprüngen im Zementgefüge. Durch einen ausreichend dünnen Zementfilm wird ebenfalls der Effekt der Adhäsion verbessert. [42]

Glasionomerzemente können einen innigen Haftverbund zum Restaurationsmaterial und zur Zahnhartsubstanz eingehen. [23, 26] Der Haftmechanismus beruht hier auf einer Mikroverzahnung kombiniert mit einer chemischen Haftung, in diesem Zusammenhang wird von physiko-chemischer Haftung gesprochen. [22]



## 2. Literaturübersicht

Die Haftung der Glasionomerzemente beruht auf einer ionischen als auch kovalenten Bindung zwischen den Carboxylatgruppen der enthaltenen Polyacrylsäure und den anorganischen Bestandteilen der Zahnhartsubstanzen. [39] Die chemische Haftung der Zemente wird durch Adhäsion, also einen engsten Kontakt zwischen den Grenzflächen erreicht.

Eine Retentionssteigerung lässt sich nach *Zumstein et al.* [23] durch Glättung der Oberflächen erzielen. Er begründet diese Feststellung das glatte Oberflächen sich durch eine bessere Benetzbarkeit, einen engeren Kontakt und die Verminderung von Lufteinschlüssen im Zementfilm auszeichnen.

Der Haftmechanismus der kunststoffmodifizierten und der reinen Kunststoffzemente beruht auf einer chemischen Adhäsion, die schon aus der Füllungstherapie mit Kunststoffen bekannt ist. Einige Zemente benötigen für diesen Verbund eine Vorbehandlung der Zahnschmelz und/oder des Restaurationmaterials um zu optimalen Haftergebnissen führen zu können. [1,9] Bei anderen Produkten entfällt die Vorbehandlung, dabei handelt es sich um so genannte selbst konditionierende Systeme.

Eine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz kann eine Ätzung des Schmelzes beinhalten, wodurch eine bessere Benetzbarkeit, eine Oberflächenvergrößerung und eine Schaffung eines Mikroretentionsreliefs erzielt wird.

Der Verbund zwischen Schmelz und Kunststoff wird mit Hilfe eines Bondings (niedrigvisköses Komposite) hergestellt, es kommt in diesem Bereich zu einer mikromechanischen Haftung aufgrund von rheologischen und geometrischen Effekten. [39] Das Dentin eines Zahnes enthält hingegen auch organische hydrophile Bestandteile, so dass ein Verbund ähnlich dem Schmelz nicht mit dem hydrophoben Kunststoff zustande kommen kann. Für den Verbund mit dem Dentin wurden spezielle Haftvermittler entwickelt. Sie legen die Dentintubuli frei, demineralisieren oberflächliches Dentin und modifizieren das Kollagengeflecht des Dentins derart, dass ein Verbund zustande kommt. Das Dentinhaftvermittlersystem kann aus mehreren Komponenten, einen Konditioner, einem Primer und gegebenenfalls einem Bonding bestehen.

Mittlerweile gibt es zahlreiche Systeme mit nur einer Komponente (selbst konditionierende, selbstprimende Adhäsive) welche mehrmals aufgetragen werden müssen, oder die etwas arbeitsaufwendigere Mehrflaschensysteme.

## 2. Literaturübersicht

Die Haftvermittlersysteme enthalten bifunktionelle hydrophile Monomere die eine Hybridschicht bilden, die zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Schmelz eine amphiphile Vermittlerrolle übernehmen. [39] [9]

Eine weitere Möglichkeit welche die Retention von Einsetzzementen beeinflussen kann, ist die Vorbehandlung der Zahnstümpfe mit einem Desensibilisierer. Sie werden verwendet um die Sensibilität der präparierten Stümpfe gegenüber thermischen Reizen herabzusetzen.

Die Hypersensibilität kann durch eine pulpennahe Präparation, durch Präparation eines unversehrten Zahnes, oder durch mangelnde Isolierung des Aufbaumaterials, bzw. des Restaurationsmaterials, insbesondere bei Verwendung von Vollgussrestorationen auftreten.

Der Haftverbund wird beeinflusst, da Desensibilisierer, je nach Art der Zusammensetzung, eben wie Bondingsysteme in eine Interaktion mit den organischen Substanzen des Dentins treten können. [18] Sealer auf Glumabasis scheinen den Haftverbund nicht negativ zu beeinflussen. [43, 18].

*Yim et al.* kommen allerdings zu dem Ergebnis das Desensibilisierer auf Gluma-Basis die Retention für Glasionomer- und Kunststoffzemente reduzieren. Polymerisierende Desensibilisierer erhöhen hingegen die Retention von Kunststoffzementen und kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen. Bei der Verwendung von Zinkoxidphosphatzementen wird die Retention allerdings verringert. [1]

*Johnson et al.* geben ebenfalls bei der Verwendung von Kunstharzsealern zur Reduzierung der Sensibilität eine Schwächung der Haftkraft für Zinkphosphatzemente an. Die Haftwerte für einen Glasionomerzement und einen modifizierten Harzzement hingegen konnten sogar noch gesteigert werden. [43]

### 2.4 Verfahren zur Testung der Haftkraft von Dentalzementen

In der Literatur werden die Abzugsversuche mit Kronen als Testkörper als Goldstandard angesehen. In der Vielzahl von Arbeiten zu diesem Thema werden meistens natürliche Zähne möglichst standardisiert beschliffen, und Kronenabzugskörper eigens dafür hergestellt. [2, 4, 5, 6, 8, 9, 11, 12]

## 2. Literaturübersicht

Die Testmethoden unterscheiden sich grundsätzlich, durch die Auswahl der Testkörper und die Art der einwirkenden Kraft auf die Testkörper.

Als Testkörper kann bei der Durchführung von in Vitro-Versuchen ein extrahierter Zahn dienen, welcher in unterschiedlichster Weise modifiziert sein kann. Durch die Verwendung von natürlichen Zähnen wird eine sehr praxisnahe Versuchsanordnung gewählt, d.h. der Versuchsaufbau entspricht weitestgehend der klinischen Situation. Die Testergebnisse werden aber durch eine Vielzahl von Faktoren beeinflusst, die nicht alle, aufgrund ihrer Vielzahl, in der Versuchsplanung berücksichtigt werden können.

Dabei spielen die Art der verwendeten Zähne, ihr Alter, Einflüsse während der Nutzungsdauer, und natürliche Veränderungen der Zähne eine Rolle.

Die Zeitspanne die zwischen Extraktion und Versuchsdurchführung vergeht, und das Lagerungsmedium haben ebenfalls Einfluss auf die Haftkraft der Zemente. [44] Insbesondere würde ein Austrocknen der Zähne die Haftkraft von chemisch haftenden Zementen negativ beeinflussen, im Sinne eines Übertrocknen der Zähne. Trocknet ein Zahn zu stark aus kollabiert das Kollagengeflecht des Dentins. In solchen Fällen kann der Haftverbund nicht in optimaler Weise durch Konditionierung der Zahnsubstanz hergestellt werden.

Für selbst konditionierende Primer, bzw. All-In-One Lösungen ist das Kollagengeflecht zur Bildung der Hybridschicht von großer Bedeutung, bekannt durch die Verwendung von Haftvermittlersystemen in der Füllungstherapie

Die Versuchsanordnung kann aber auch derart vereinfacht werden, das der Stumpf und der Versuchskörper aus Metall oder einem anderen Werkstoff bestehen. Auf diese Weise wird eine Reihe von Faktoren welche die Haftkraft beeinflussen können, ausgeschlossen und damit die Ergebnisse vorhersagbarer, bzw. wird die Standardabweichung als Maß für die Gültigkeit der Ergebnisse geringer zu erwarten sein.

Für die Testung von adhäsiven Zementen eignet sich eine solche Versuchsanordnung hingegen nicht, da auf diese Weise nur der chemische Verbund zu den verwendeten Metallen und nicht zur Zahnhartsubstanz ermittelt wird.

In der Literatur werden zahlreiche Testmethoden zur Ermittlung von Haftwerten der Einsetzzemente beschrieben. Zu den gängigsten zählen Abzugsversuche unter der

## 2. Literaturübersicht

Verwendung eigens hergestellter Kronen, die nach Zementierung von möglichst standardisiert beschliffenen natürlichen Zähnen abgezogen werden. [2, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 11, 12]

Die Versuchsaufbauten ähneln sich damit grundsätzlich. Sie unterscheiden sich aber dennoch in vielen kleinen Details, welche wiederum die Haftkraft der einzelnen Zemente maßgeblich beeinflussen. Diese kleinen Varianzen machen auch einen Vergleich der Ergebnisse der einzelnen Arbeiten sehr schwierig, weil nicht immer direkt erkenntlich ist in wie weit sie die Retentionswerte beeinflussen.

In der Regel werden intakte, frisch extrahierte Molaren und Prämolaren genutzt, um Einflüsse während eines längeren Aufenthaltes in einem Lagerungsmedium möglichst gering zu halten. An die Lagerungsflüssigkeiten werden hohe Ansprüche gestellt, da sie zum einen Fäulnisprozessen entgegen wirken sollen, zum anderen, ein Austrocknen der Zähne verhindern sollten. Durch ein Austrocknen würde die Belastbarkeit der Zähne verringert, und ein späterer Klebeverbund mit adhäsiven Zementen, bzw. Bondings würde geschwächt, wenn nicht gar unmöglich gemacht.

Zum Einsatz kommen deionisiertes, bzw. und oder demineralisiertes Wasser [5, 4, 2, 20, 22], *Thymol* (0,1%), [11, 23], *Formaldehyd* (4%), *Chloramine-beta-hydrat* (1%) [7], *Chloramin T* (0,1 %) [8, 9,], (0,5%) [16].

Die Zähne werden zur besseren Handhabung während des Präparier -, und Abzugsvorgangs meist in Kunststoffblöcke eingebettet. Bei der Präparation der Zähne werden überwiegend, wie in der Praxis auch, schnell laufende, wassergekühlte Winkelstücke, oder Turbinen genutzt. Für die Präparation sollten Apparaturen mit einem gegebenenfalls einstellbaren, aber definierten Präparationswinkel genutzt werden, da die Steilheit der Präparation die Abzugskräfte maßgeblich beeinflusst [2, 33]. Zum Einsatz kommen meist extra hergestellte Apparaturen. Auf diese Weise lässt sich ein Zahn möglichst standardisiert präparieren.

Die Präparationshöhe kann entweder auch direkt festgelegt werden, oder muss in die Flächenberechnung mit einfließen.

Eine Modifikation dieser Methode stellt die Verwendung von Inserts, Inlays oder auch Wurzelstiften dar, welche nach Zementierung aus der Kavität gezogen werden. [16] Des weiteren finden sich in der Literatur Arbeiten mit der Verwendung von Inlays (Klasse I), bzw. Inserts die eine Schaffung einer absolut gleich großen Kavität begünstigen, mit einem immer

## 2. Literaturübersicht

gleichen Präparationswinkel, da zur Präparation standardisierte Bohrer verwendet werden können.

*Ozturk et al.* [13] verwendete zur Präparation einen konischen Bohrer mit 12 Grad Präparationswinkel und einem Durchmesser von 6 mm, die Präparationshöhe kann frei gewählt werden, ist aber durch die anatomischen Verhältnisse der Zähne begrenzt.

Die Zähne werden an der Okklusalfäche meist plan getrimmt, und der Bohrer versenkt, so das die Zahnhartsubstanz über dem Pulpencavum der limitierende Faktor ist. [13] *Wakefield et al.* stellte fest das nur bei ca. 50 Prozent aller verwendeten Molaren eine Kavitätentiefe von geforderten 3mm möglich war ohne das Pulpencavum zu eröffnen. [9]

Eine senkrechte Präparation der Kavität ist für den späteren Abzugsvorgang entscheidend, da sich ansonsten die Prüfkörper verkeilen könnten und einen höheren Abzugswert vortäuschen würden. *Ozturk* verwendete zu diesem Zweck bei der Kavitätenpräparation ein modifiziertes Paralellometer.

Eine weitere Möglichkeit zur Testung der Haftkraft von Zementen ist die Verwendung von Wurzelstiften, jeglicher Art, welche aus den aufbereiteten Kanälen gezogen werden. Bei dieser Methode vereinfachen ebenfalls genormte Bohrer (bestehend aus Pilot- und Callibrierungsbohrer), die Haftflächenberechnung und den Einfluss des Präparationswinkels.

*Rosin et al.* verwendete selbst schneidende Wurzelstifte, um die Retention von vier unterschiedlichen Einsetzzementen zu testen. [16] Hierbei ist allerdings zu beachten, dass diese Art von Wurzelstiften eine Eigenretention aufweisen.

Eine weitere Möglichkeit zur Testung der Retention ist die Durchführung von „push-out“ Versuchen, wobei hier der entgegen gesetzte Weg gegangen wird und Gussobjekte, oder auch Kunststoff- oder Keramikprüfkörper welche zuvor zementiert worden sind, aus einer Schmelz-Dentinscheibe herausgedrückt werden und die nötige Druckkraft ermittelt wird.

*Cheylan et al.* stellte sich mit Hilfe einer diamantierten Trennscheibe 2,2 mm dicke Scheiben aus extrahierten Weisheitszähnen her. In diesen Scheiben wurden mit einem konischen Bohrer standardisierte Kavitäten geschaffen, und metallische Prüfkörper in der direkten Methode hergestellt. Die Kavitätentiefe betrug 2,2 mm, der Präparationswinkel 14 Grad. Nach Zementierung der Testkörper, wurden diese mit einer Universaltestmaschine aus der Kavität gedrückt und die dazu notwendige Kraft ermittelt.

## 2. Literaturübersicht

Mit den push-out Versuchen ist es auch möglich den Verbund von Adhäsivsystemen und Füllungskunststoffen zu ermitteln. [9, 11]

Unabhängig von den gewählten Testkörpern, werden zum Trennen der zementierten Kronen, Inserts oder Wurzelstiften durchweg Universaltestmaschinen verwendet. Mit diesen Maschinen ist es möglich eine gleichmäßig ansteigende Kraft auf die Testkörper auszuüben, und die Kraft zu messen, welche notwendig war, um einen kompletten Retentionsverlust herbeizuführen. Die Maschinen können aufwärts und abwärts gefahren werden, so das eine Abzugs, bzw. Druckkraft zum Tragen kommt. In den meisten Fällen lassen sich Abzugsgeschwindigkeit und Verlauf der Kraft einstellen.

Die Software erlaubt eine graphische Darstellung der Ergebnisse, und der Standardabweichung, als Maß für die Gültigkeit der Ergebnisse. Beide Parameter werden automatisch in einem Standardprotokoll errechnet.

Die Zemente der neueren Generation, die einen Klebeverbund zu der Zahnschmelze und/ oder zum Restaurationmaterial eingehen können, können auch mit so genannten Abscherversuchen auf ihre Retention getestet werden. Bei einer solchen Versuchsanordnung werden die Prüfkörper senkrecht auf einer planen Zahnoberfläche verklebt und die horizontal wirkende Scherkraft ermittelt, die notwendig ist die beiden Materialien wieder zu trennen. [15, 25]

Ebenfalls zur Testung von chemisch haftenden Zementen sind mikrotensile Haftuntersuchungen. Hierzu werden aus einem präparierten Zahn, mit einer zementierten indirekten Restauration versehen, durch Scheibenschnitte gleich mehrere Prüfkörper gewonnen. Auf diese Weise wird die Haftfläche auf ein Minimum reduziert. Ein weiterer Vorteil dieser Methode liegt darin, dass gleich mehrere Prüfkörper aus einem Zahn gewonnen werden können. Werden die Prüfkörper aus unterschiedlichen Zähnen gewonnen, besteht die Möglichkeit, dass Unterschiede in der Zahnschmelze die Abzugswerte beeinflussen können. Allerdings muss bei der Betrachtung der Ergebnisse dieser Methode beachtet werden, dass auch regionale Unterschiede in der Substanz in einem Zahn selbst bestehen. *Wakefield et al.* erhielt für superfizielles und tiefer liegendes Dentin unterschiedlich große Haftwerte für die getesteten Bondingsysteme. Die Prüfkörper werden auch hier durch Abzugskräfte von der Zahnhartsubstanz getrennt.

## 2. Literaturübersicht

### 2.5 Simulierung der Nutzungsdauer

#### Thermocycling

Der Prozess des Thermocyclings soll den natürlichen Alterungsprozess der Zemente, der während der Nutzungsdauer auftritt, unter Laborbedingungen simulieren. Durch das Thermocycling sollen Schwächen im chemischen Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Zement, bzw. dem Verbundsystem, und zwischen Restauration und Zement aufgedeckt werden.

Der Langzeiterfolg der Zemente wird im Wesentlichen durch die Anwesenheit von Feuchtigkeit und thermischen Effekten während der Aushärtung und der Nutzungsdauer beeinflusst, so dass diese bei der in vitro-Testung von Einsetzzementen auch zum Tragen kommen sollten. [5, 1, 17]

Die verwendeten Zemente haften durch Adhäsion bzw. einen chemischen Verbund an der Restauration und oder an der Zahnhartsubstanz. Während des Thermocyclings dehnen sich die verschiedenen Substanzen, bedingt durch die schnelle Änderung der Temperatur in unterschiedliche Maße aus, so dass Spannungen an den einzelnen Grenzflächen entstehen.

*Yap* stellte 1998 für einen Glasionomerzement fest das nach 500 Zyklen Thermocycling, bei Wasserbadtemperaturen von  $10 \pm 2^\circ \text{C}$  und  $60 \pm 1^\circ \text{C}$  26 von 40 Proben 28 eine Schwächung im Verbund aufwiesen. Bei der Kontrollgruppe die für 24 Stunden in einem Aufbewahrungsmedium lagerte, wiesen lediglich 11 von 40 Proben eine Verbundschwächung vor. Er führt diese Schwächung des Haftverbundes auf den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten des Zementes und der Zahnstrukturen zurück. [20]

Für einen dauerhaften Erfolg der Restauration, ist es wichtig, dass der Haftverbund stärker ist, als die Spannungen welche an den Verbundzonen entstehen. Sind hingegen die Spannungen zu groß, kommt es zu Mikrodefekten im Zementgefüge und damit zu einer Reduktion der Haftung bis hin zum Retentionsverlust.

*Barclay et al.* [21] testete die Haftkraft von vier Kunststoffzementen und einem Glasionomerzement, nach einem 3000 Zyklen Thermocycling sanken die Haftwerte für alle reinen Kunststoffzemente, wohingegen die Werte für den Glasionomerzement ähnlich blieben.

## 2. Literaturübersicht

*Barclay* [21] führt diesen Retentionsverlust auf Fehler im adhäsiven Verbund zwischen Zement und Restauration, und auf Kohäsionsfehler innerhalb der Zemente nach dem Thermocycling, bzw. eine Kombination aus beiden Faktoren zurück.

*Baldissara et al.* [44] stellte für einen Zinkphosphatzement und einige temporäre Zemente ebenfalls eine Retentionsminderung nach dem Prozess des Thermocycling fest. Das Thermocycling umfasste 250 Zyklen, die Temperatur der Wasserbäder betrug 5 und 50° Celsius

In der Literatur beschäftigen sich also viele Arbeiten mit der Retention von Einsetzzementen und den Faktoren welche die Retention beeinflussen. Wie schon erwähnt, beeinflussen die Retentionsfläche, der Präparationswinkel und die verwendeten Materialien entscheidend die Retention der prothetischen Restaurationen. Hingegen hat sich noch keine Arbeit auf diese Weise mit dem neuen selbst konditionierenden Kunststoffzement *Rely X Unicem* auseinandergesetzt.

In dieser Arbeit soll nun die Retentionskraft dieses Zementes zwei gebräuchlichen und schon oft beschriebenen Zementen gegenübergestellt werden.



# 3. Ziel der Arbeit

## 3 Ziel der Arbeit

Ziel der Untersuchung ist es die Abhängigkeit der Retention von Gussrestorationen auf bzw. in präparierten Zähnen, unter Verwendung einiger ausgewählter Einsetzzementen zu überprüfen.

Dabei wird der Frage nachgegangen, ob und in wie weit eine künstliche Alterung, durch Testung einer zusätzlichen Versuchsreihe nach dem Prozess des Thermocyclings, Einfluss auf die Retention hat.

Es wurden drei Zemente unterschiedlicher Stoffgruppen ausgewählt, die einen repräsentativen Überblick über die zurzeit auf dem Markt befindlichen, und in der Praxis verwendeten Materialien geben.

Bei der Auswahl wurden zwei Zemente, ein reiner Glasionomer – Zement [*Ketac Cem*], und ein Kompomer [*Dyract Cem*], welche sich in dieser Form schon länger auf dem Markt befinden, einem neuen selbstkonditionierenden dualhärtenden Kunststoffzement [*Rely X Unicem*] gegenübergestellt. In diesem Zusammenhang soll geklärt werden ob sich der neue Zement *Rely X Unicem* bezüglich der Retentionswerte signifikant von den beiden anderen Zementen unterscheidet.

Ein weiteres Augenmerk soll auf die Testmethode gerichtet sein, um eine möglichst standardisierte Versuchsdurchführung zu ermöglichen, ohne die Praxisnähe aus den Augen zu verlieren. Die Testmethoden wurden so gewählt, dass die Versuchsanordnung weitestgehend den klinischen Gegebenheiten entspricht.

# 4. Material und Methode

## 4 Material und Methode

### 4.1 Arbeitsgrundlagen

Als Grundlage für den Studienaufbau wurden frisch extrahierte menschliche Seitenzähne (Molaren und Prämolaren) in Formaldehyd 4% (Insertversuche) und Chloramin T (Kronenversuche) zur Desinfektion und Konservierung eingelagert.

Die Zähne wurden nach spätestens zwei Wochen weiterverarbeitet.

### 4.2 Auswahl der Zähne

Bei der Auswahl der Zähne wurde darauf geachtet, dass es sich um karies und – füllungsfreie Zähne handelte, und so überwiegend nicht durchgebrochene Weisheitszähne und Prämolaren, die aus kieferorthopädischer oder aus prophylaktischer Indikation extrahiert worden sind, zum Einsatz kamen.

Um eine ausreichende Stabilität der Zähne bei den Abzugsversuchen zu gewährleisten, wurden Zähne mit nicht voll ausgebildeten oder zu graziilen Wurzeln aussortiert, um so das frühzeitige Abreißen an einer Sollbruchstelle zu vermeiden.

### 4.3 Einbettungen der Zähne

Vor der Einbettung wurden die Zähne gründlich mit einem Scaler (Hu Friedy Nr.: S204SD) und einem Einmalskalpell der Firma Feather Safety Razor Co.LTD Modell Nr. 15 gesäubert. Zur besseren Retention wurden in regelmäßigen Abständen mit einem zylinderförmigen Diamanten (kleine Größe, Marxkors Präparierset, FA. Komet), welcher in ein rotes Winkelstück (KaVo Intra matic 24L) eingespannt war, mehrere parallel Rillen von ca. 0,5 bis 1mm Tiefe unter Wasserkühlung in die Wurzeln der Zähne eingefräst. Es wurde darauf geachtet, dass hierbei die Zahnhartsubstanz nicht zu sehr geschwächt wurde.

Alle eingebetteten Zähne wurden mit einer durchlaufenden Nummerierung versehen, um spätere Verwechslungen zu vermeiden.

In Vorversuchen hat sich ergeben, dass die zu erwartenden Abzugskräfte für die Insertversuchsreihe relativ gering sein würden, deshalb wurde hier wegen des geringeren

## 4. Material und Methode

Arbeitsaufwandes eine rein physikalisch haltende Einbettung für die Zähne mit Glyceridäther 100/ Laroumin C (BASF) gewählt. Das Einbettmaterial wurde im Verhältnis zwei zu eins angemischt.

Um den physikalischen Halt zu erhöhen wurde eine Wurzel der Zähne beider Versuchsreihen mit einem Rosenbohrer (1,3 mm) retrograd aufgebohrt und eine kleine Schraube vorsichtig hineingedreht. Es wurde darauf geachtet, dass die Wurzel durch das Eindrehen der Schraube nicht frakturierte. Über diese Schraube konnten die Zähne ebenfalls präziser in einem Probengläschen, welches als Einbettform diente, aufgestellt werden.

Der Zahn wurde über die eingedrehte Schraube mit einem kleinen Tropfen Klebewachs am Boden des Gläschens fixiert. Es wurde versucht, den Zahn möglichst mit seiner Achse senkrecht in das Probengläschen zu stellen. Nun wurde das Gläschen für die Inserts mit Glyceridether / Laroumin C aufgefüllt, so dass der Zahn fast bis zur Oberseite gefasst wurde. Dem Einbettmaterial wurde 24 Stunden Zeit gegeben vollständig auszuhärten.

In der Versuchsanordnung für die Kronen waren aufgrund der größeren Haftfläche höhere Abzugskräfte zu erwarten, deshalb wurde hier eine Einbettung der Zähne gewählt, die eine physikalische, als auch chemische Retention aufwies.

Nach der gründlichen Reinigung der Zähne wurden die Wurzeln und der Teil der klinischen Krone, der in die Einbettung mit einbezogen werden sollte, mit einem Bonding (Optibond) vorbehandelt, um so die Retention durch einen chemischen Verbund zu verbessern.

Zuerst wurde ein Phosphorsäuregel 34,5% (Vococid. Voco) für 20 Sekunden zur Konditionierung verwendet und dann für 20 Sekunden unter fließendem Wasser abgespült. Die Zähne wurden mit ölfreier Luft getrocknet, ohne diese zu übertrocknen. Anschließend wurden die Zähne mit einem Primer (Optibond) für 20 Sekunden eingepinselt und die Überschüsse verblasen.

## 4. Material und Methode

Das Adhäsiv (Optibond) wurde dünn aufgetragen, kurz einwirken gelassen, und die Überschüsse verblasen. Anschließend wurde jede der fünf Flächen für 10 Sekunden lichtgehärtet.

Um einen guten Verbund zum Einbettmaterial zu erhalten wurde noch eine dünne Schicht von einem fließfähigen Komposit (Ecuflow, DMG) mit einem Pinselchen dünn aufgetragen und jede Fläche für 10 Sekunden lichtgehärtet.

Die so vorbehandelten Zähne wurden mit Palavit G (Kulzer) in den Probengläschen bis kurz vor die Schmelz – Zement – Grenze so eingebettet, dass sich die plane Oberseite des Zahnes parallel zur Unterseite des Gläschen und senkrecht zu den Seitenwänden befand.

Anschließend wurden die Okklusalfäche der Zähne der Versuchsreihen mit einem Trimmer plan geschliffen, so dass möglichst alle Schmelzanteile entfernt wurden und eine möglichst plane Fläche entstand. Die Zahnoberfläche sollte sich nun senkrecht zu den Seitenflächen und parallel zur Unterseite der Einbettform befinden.

Es war nicht in allen Fällen möglich das komplette Fissurenrelief zu entfernen, da zum einen die Zahnhartsubstanz im Bereich des Fissurenbodens sehr dünn ist, und eine ausreichende Schichtdicke für die Abzugsversuche der Inserts von Nöten war, als auch die Gefahr bestand das Pulpencavum im Bereich der Höckerspitzen zu eröffnen. Zähne bei denen das Cavum nach dem Trimmen im Bereich der Höckerspitzen eröffnet wurde, wurden nicht weiter verwendet.

Die Anteile des Fissurensystems die durch das Trimmen nicht erreicht wurden, wurden mit einem Zylinderdiamanten unter Wasserkühlung aufgezogen, um noch untersichgehende Bereiche, als auch Restanteile des Schmelzes zu entfernen.

### 4.4 Präparation der Zähne

Die Kavitäten für die Insertversuchsreihe wurden mit einem schnell laufenden, wassergekühlten Winkelstück (KaVo Intra matic 24L) und einem zylinderförmigem Diamanten (große Größe / Marxkors Präparierset, FA. Komet) vorpräpariert. Es wurde versucht eine möglichst senkrecht zur Oberfläche stehende Kavität zu schaffen, dessen Ausdehnung der des normierten Insertbohrer entsprach.

## 4. Material und Methode

Zur definitiven Ausformung der Kavität wurde ein Insertbohrer der Firma Cerana (Größe X-Large, Nordiska Dental) mit einer Konizität von 10 Grad verwendet (Bild 1).



Bild 1: fertig präparierte Insertkavitäten

Dazu wurde ein Parallelometer so umgestaltet, dass man mit einem mittelschnellen, blauen und wassergekühltem Winkelstück (KaVo Intra matic 20L) senkrecht, von einer Führungsschiene geleitet, parallel zum Boden des Prüfkörpers und der Oberfläche des Zahnes, eine standardisierte Kavität erzeugen konnte.

Das Parallelometer wurde für die Kronenversuche derart umgerüstet, dass sich am Ende der Führungsschiene ein Winkelstück mit einem dachfirstförmigem Diamanten (große Größe, Marxkorspräparierset, FA. Komet) so einspannen ließ, dass der Bohrer einen Winkel von  $3,5^\circ$  zum zu präparierenden Zahn aufwies.

Der eingebettete Zahn wurde auf einem elektromagnetischen Vermessungsteller so eingespannt, dass die plane Okklusalfäche senkrecht zur Führungsschiene des Parallelometers stand. Mit dem im Parallelometer eingespannten Winkelstück wurde unter Wasserkühlung eine ca. 1 mm breite Hohlkehle von ca. 3mm Höhe angelegt und versucht sämtliche Schmelzanteile zu entfernen. Es resultierte ein Präparationswinkel von 7 Grad.

## 4. Material und Methode

Anschließend wurden die Kanten mit einem roten Winkelstück und einem Finierzylinder leicht gebrochen und geglättet. (Bild 2)

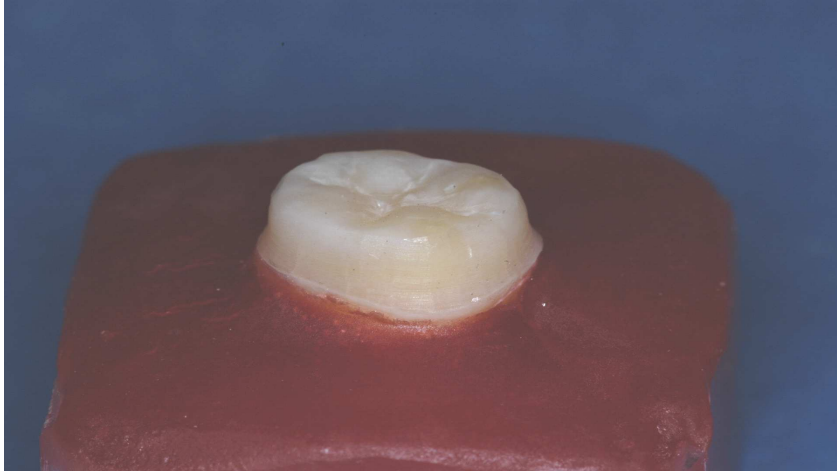


Bild 2: Abbildung zeigt einen in Palavit G eingebetteten und fertig beschliffenen Zahn aus der Kronenversuchsreihe

### 4.5 Abformung der präparierten Zähne u. Herstellung der Modellstümpfe

Bevor die Zähne abgeformt wurden, wurden sie erneut unter fließendem Wasser gereinigt und der Schleifstaub entfernt, danach wurden die Zähne mit Ethanol 98% entfettet.

Die Insertkavität wurde mit handelsüblicher Vaseline und einem Wattestab dünn isoliert, und mit Palavit G (Kulzer) blasenfrei ausgegossen, so dass ein passgenaues Insert entstand. Es wurde jeweils eine angrenzende Fissur, bzw. künstlich geschaffene Kerbe miteinbezogen, um ein späteres Verdrehen des Inserts in der Kavität zu verhindern, und so einen optimalen Sitz des Inserts in der Kavität zu gewährleisten.

Zur Abformung der Zähne für die Kronenversuchsreihe wurde eine verwindungssteife Abformhilfe aus individuellem Löffelmaterial (Palatray XL, Heraeus Kulzer) mit einer Mindestdicke von 10 mm hergestellt. Die Unterseite der Abformhilfe wurde mit kleinen Füßchen und Abflussöffnungen versehen.

Es wurde darauf geachtet, dass auf der einen Seite der komplette Stumpfboden des eingebetteten Zahnes in die Abformhilfe passte, so dass während der Abformung genug Fließdruck für das dünnfließende Abformmaterial entstand, aber auf der anderen Seite die Schicht des Abformmaterials um die Zahnkrone nicht zu dick geriet.

Die Abformhilfe wurde mit Haftlack dünn bestrichen und gewartet, bis der Haftlack getrocknet war.

## 4. Material und Methode

Die präparierten Zähne wurden mit der Doppelmischtechnik und einem additionsvernetzenden Silikon (Panasil Putty soft / Contact plus, Kettenbach) abgeformt. Dem Abformmaterial wurde 10 Minuten Zeit gegeben vollständig zu vernetzen. Bis zum Ausgießen der Abformungen mit Superhartgips (Fujirock EP, GC industrial corp., Tokio Japan) wurde mindestens eine Stunde gewartet und die Abformungen zuvor mit Spannex II von Dreve-Dentamid GmbH entspannt.

Der Gips wurde nach Herstellerangaben mit einem Vakuumanrührgerät für 40 Sekunden angerührt und blasenfrei auf einem Rüttler in die Abformung eingefüllt.

Die Gipsstümpfe wurden erst nach 1 Stunde aus der Abformung entnommen und es wurde 24 Stunden gewartet, bevor sie weiterverarbeitet wurden.

Um später die Stumpfoberfläche für die Kronenversuche einzuscannen und berechnen zu können, wurden die Abformungen erneut, jetzt aber mit einem blauem Hartgips ausgegossen.

Die der Abformung entnommenen Modellstümpfe wurden mit Hilfe einer Gipsfräse in Form gebracht. Die Präparationsgrenze wurde mit einem Margin Liner gekennzeichnet und mit einem großem Rosenbohrer freigelegt. Die Stümpfe wurden mit Die Hardener der Firma Belle de St. Claire gehärtet. Anschließend wurde ein Spacer dünn (Stumpflack blau, Orbis Dental) bis 1mm vor die Präparationsgrenze aufgetragen. (Bild 3)

Die Modellstümpfe wurden analog den Prüfkörpern durchnummeriert.



Bild 3: Zwei Gipsmodelle aus der Kronenversuchsreihe, einmal zur Herstellung der Kronentestkörper mit aufgetragenem Spacer (links), einmal zur späteren Berechnung der Oberfläche (rechts)

## 4. Material und Methode

### 4.6. Herstellung der Wachsmodellation und Guss der Modellation

Mit Hilfe eines Wachsanstiftdrahtes (Orbis Dental, Wachsdraht blau, mittelhart) von 3mm Stärke wurde eine gestielte Öse an dem Insert angewachst. Danach wurde das Insert auf einem Muffelformer angestiftet. In den Wachsdraht wurde die Nummer der Prüfkörper übernommen, um nach dem Gießen Verwechslungen auszuschließen.

In einer 1er Muffel fanden jeweils zwei Inserts Platz. Die so angestifteten Inserts wurden mit einem Entspanner (Waxit, Degussa AG, Hanau) benetzt. In die Muffel wurde ein feuchtes Einlagevlies (Gußküvetten-Einlagen, Kerr, Flask Line) gelegt. Die Modellationen wurden mit Deguvest CF nach Herstellerangaben eingebettet. Die Einbettmasse wurde unter Vakuum angerührt und auf einem Rüttler langsam und blasenfrei in die Muffel gefüllt. Der Einbettmasse wurde eine Stunde Zeit gegeben vollständig auszuhärten.

Die Muffeln durchliefen drei Öfen mit 300 Grad, 600 Grad und 700 Grad Celsius. Die Verweildauer der Muffeln betrug im ersten Ofen dreißig Minuten, im zweiten und dritten Ofen jeweils 20 Minuten. Gegossen wurde mit einer Zentrifugalschleuder (Degussa, Tiegelschleuder TS 3) bei einer Gusstemperatur von 1100 Grad Celsius.

Als Legierung wurde Phantom-Metall der Firma Degussa Dental GmbH verwendet.

Technische Daten – Phantom-Metall:

- Schmelzintervall °C:	900-1130
- Härte HV5:	130
- Zugfestigkeit N/mm <sup>2</sup> :	400
- Dehngrenze N/mm <sup>2</sup> :	230
- Bruchdehnung %	50
- Dichte g/cm <sup>3</sup> :	9

Die Gussobjekte wurden ausgebettet und die Oxidschicht mit Hilfe eines Sandstrahlgerätes (Kavo, EWL 5420) und mit Aluminiumoxid (Bego, Korox 250 µm) entfernt.



## 4. Material und Methode

Vor dem Anpassen der Inserts an die betreffenden Zahnstümpfe, wurden unter Zuhilfenahme eines Occlusionssprays (Orbis Dental Handels GmbH) etwaige Gussperlen mit einer Hartmetallfräse entfernt.

Die Modellstümpfe für die Kronenversuche wurden mit Isolit der Firma Degussa AG, Frankfurt, isoliert. Die Kronenkäppchen wurden mit Kronen und Brückenwachs (Crowax, Renfert GmbH & Co) aufgewachst und aus Gusskanalwachs (Orbis Dental, mittelhart, 3mm) eine Abzugsöse anmodelliert.

Die Modellation wurde auf ihren Randschluss kontrolliert und mit Gusskanalwachs wurden jeweils zwei Kronen auf einem Muffelformer angestiftet

Eine 1er Muffel wurde mit einem feuchten Einbettfließ (Gußküvetten – Einlagen, Kerr, Flask Line ) versehen, und das Wachs mit Waxit (Degussa AG, Hanau) benetzt.

Als Einbettmasse wurde Deguvest CF mit 75 % Anmischflüssigkeit und 25 % destilliertem Wasser unter Vakuum angemischt und blasenfrei auf einem Rüttler in die Muffel gefüllt.

Die durchlaufende Nummerierung der Prüfkörper wurde auf die Wachsmodellation übertragen. Die Wachsmodellationen wurden, wie die Inserts gegossen und ausgearbeitet.

Die Inserts, als auch die Kronen wurden auf ihren Randschluss und einen passgenauen Sitz überprüft, und nicht einwandfreie Gussobjekte wurden aussortiert. (Bild 4)



Bild 4: Fertiggestellte Kronenprüfkörper mit exakter Passung auf der Präparationsgrenze

## 4. Material und Methode

Es wurde darauf geachtet, dass die Gussobjekte keine Eigenfraktion besaßen, um die Messergebnisse nicht zu beeinflussen.

### 4.7 Zementieren der Gussobjekte

Es wurden jeweils zwanzig Objekte pro Zement, bei Raumtemperatur, und nach Herstellerangaben zementiert.

Bei der Auswahl der Zemente, wurde darauf geachtet, dass drei in der Praxisroutine oft verwendete Stoffklassen ausgewählt wurden. Zum Einsatz kamen ein reiner Glasionomierzement, Ketac Cem, ein Kompomer Befestigungsmaterial, Dyract Cem und ein Komposit Zement, Rely X Unicem. Bei Rely X Unicem handelt es sich um einen selbstkonditionierenden Zement, der keinerlei Vorbehandlung der Zähne bedurfte. Lediglich die Gussobjekte die mit Dyract Cem zementiert wurden, wurden mit dem dazugehörigen Konditionierer vorbehandelt.

Die kurzzeitig in Leitungswasser gelagerten Zähne wurden erst kurz vor dem Zementieren entnommen und leicht getrocknet, wobei ein Übertrocknen vermieden werden sollte. Die Gussobjekte wurden erneut auf ihren Sitz überprüft und mit 98% Ethanol entfettet.

#### 4.7.1 Ketac Cem:

Ketac Cem wurde in Form eines Aplicap verwendet, um konstante Verarbeitungseigenschaften und stete Reproduzierbarkeit der Materialeigenschaften zu gewährleisten.

Die Kapseln wurden zur besseren Durchmischung leicht und kurz auf die Arbeitsoberfläche geklopft, und für 2 Sekunden in einem Espe Aktivator (3M / Espe Unicem, Aplicap) aktiviert. Angemischt wurden sie mit einem Hochfrequenzmischgerät (Capmix, Espe) und eingefüllt mit einem Aplicap Applier (3M / Espe). Der Zement wurde mit Hilfe eines Spatels dünn auf die Gussobjekte aufgetragen, so dass eine gleichmäßige und gut verteilte Schicht entstand.

Die Gussobjekte wurden langsam und mit leichtem Druck in ihre Position gebracht, so dass der Zement Zeit hatte zu fließen. Überschüsse wurden mit einem Spatel und einem Einmaltuch entfernt.

## 4. Material und Methode

### 4.7.2 Dyract Cem:

Die Zähne wurden mit einer 34,5% Phosphorsäure (Vocoid, Voco) zur Dentinkonditionierung benetzt und unter ständigem Einbürsten für 15 Sekunden konditioniert. Die Säure wurde unter fließendem Wasser für 15 Sekunden abgespült. Die Zähne wurden mit ölfreier Luft getrocknet, ohne sie zu übertrocknen.

Es wurde ein Konditionierer Prime and Bond NT verwendet (Densply/DeTrey), und für 20 sec. im Überschuss mit einem Einmalpinsel aufgetragen, und die Überschüsse mit ölfreier Druckluft für mindestens 5 Sekunden vorsichtig verblasen, so dass eine glänzende Oberfläche entstand. Die Kavität wurde aus allen fünf Richtungen für jeweils 10 Sekunden. lichtgehärtet.

Vor dem Anmischen wurde die Pulverflasche kurz geschüttelt, um den Zement aufzulockern. Dyract Cem wurde nach Herstellerangaben mit einem Spatel homogen angemischt, jeweils zwei Portionen Pulver, zu zwei Tropfen Flüssigkeit. Der Zement wurde mit einem Spatel auf dem Insert oder in die Krone platziert.

Die Restauration wurde per Hand in die Kavität gebracht angedrückt und zweimalig entlastet, um dem Material Zeit zum nachfließen zu geben. Danach wurden die Überschüsse mit einem Spatel und einem Einmaltuch entfernt, und die Restauration auf ihren korrekten Sitz überprüft.

### 4.7.3 Rely X Unicem:

Die Rely X Zement Kapseln (3M / Espe Unicem, Aplicap) wurden in einem Espe Aktivator eingelegt und für ca. 2 Sekunden aktiviert und für 15 Sekunden. in einem Hochfrequenzmischgerät (Capmix) gemischt. Der Zement wurde mit einem Aplicap Applier (3M / Espe) in die Kavität eingebracht. Rely X wurde auf dem Inserts gleichmäßig verteilt und der andere Teil wurde in die Kavität eingebracht.

Die Kronen und die präparierten Zähne wurden mit einer gleichmäßigen Schicht beschickt. Überschüsse wurden mit einem Scaler (Hu Friedy Nr.: S204SD) und einem Einmaltuch ca. 2 Minuten nach Anmischbeginn in der so genannte Gelphase beseitigt.

## 4. Material und Methode

Alle zementierten Gussobjekte wurden nach dem Versäubern auf ihren korrekten Sitz überprüft. (Bild 5)



Bild 5: eingepasstes Inlay mit senkrecht zur Unterseite stehender Abzugsöse

Den Zementen wurde jeweils zehn Minuten Zeit gegeben unter einer Zementierungshilfe auszuhärten (Bild 6). Die Zementierungshilfe wurde mit einem Gewicht von 9 kPa beschwert, um einen gleichmäßigen Druck auf die Inserts und Kronen auszuüben und den Kaudruck zu simulieren.



Bild 6: zementierter Kronentestkörper in der Zementierungshilfe

# 4. Material und Methode

## 4.8 Thermocyling – Wasserbad

Bevor die Abzugsversuche durchgeführt werden konnten, wurden die eingebetteten Zähne mit zementierten Inserts, als auch die Zähne mit den zementierten Kronen in zwei Gruppen unterteilt. Die eine Gruppe, jeweils 10 Zähne mit zementierten Gussobjekten einer Zementsorte, wurden in ein Wasserbad gegeben, die andere Gruppe wurde nach dem Wasserbad noch für 36 Stunden in einen Thermocycler gegeben.

### 4.8.1 Wasserbad:

Alle Inserts und Kronen einer Gruppe kamen für 24 Stunden in ein 37°C warmes Wasserbad (Julabo Paratherm, US eletronic). Für das Wasserbad wurde ausschließlich destilliertes Wasser verwendet.

### 4.8.2 Thermocycler:

Jeweils 10 Inserts, bzw. Kronen einer Zementsorte wurden nach den 24 Stunden im Wasserbad, für 36 Stunden in einen Thermocycler (Willytec GmbH, No. 10690, Haake WI5) gegeben. (Bild 7)



Bild 7: Thermocycler mit Versuchsstümpfen im Wasserbad

## 4. Material und Methode

Der Thermocycler besteht aus zwei Wasserbädern, welche mit destilliertem Wasser gefüllt waren. Das eine Wasserbad wurde auf eine Temperatur von 1°C abgekühlt, das andere auf 55°C aufgewärmt.

Die Proben durchliefen in den 36 Stunden insgesamt 1000 Zyklen, wurden so jeweils für 60 Sekunden in eines der Wasserbäder getaucht, und dazwischen erfolgte eine Abtropfphase von 10 Sekunden bei Zimmertemperatur.

### 4.9 Abzugsversuche

Die durch ein Wasserbad und Thermocycler vorbehandelten Proben wurden in eine Zwick 1454 Abzugsmaschine eingespannt. Besondere Aufmerksamkeit wurde der dreidimensionalen Lage der Abzugsproben in den Schraubbacken der Maschine geschenkt.

Es galt ein Verkeilen der Inserts, bzw. Kronen während des Abzugs durch eine nicht gerade nach oben gerichtete Abzugskraft zu vermeiden, um so ein Verfälschen der Abzugswerte zu verhindern.

Zwei Achsen der Prüfkörper in ihrer Lage im Raum, waren dadurch vorgegeben, dass die Kavität für die Inserts genau senkrecht zur beschliffenen Zahnoberfläche, und damit parallel zur Seitenfläche der Einbettgläschen im Parallelometer geschliffen wurden.

Die Prüfmaschine gab die Abzugsrichtung dadurch vor, dass die Gussobjekte genau senkrecht zu den Einspannbacken in welche die Prüfkörper mit den Seitenflächen der Probengläschen eingespannt wurden, abgezogen wurden.

Die Zähne zur Aufnahme einer Krone wurden so beschliffen, dass sie einen Präparationswinkel von 7 Grad aufwiesen, d.h. ihre Seitenflächen wiesen einen Winkel von 3,5 Grad zu einer senkrecht zur Zahnoberfläche, als auch zur Gläschenunterseite gedachten Linie X auf. Die Proben wurden nun in die parallel zur Seitenfläche der Probengläschen, bzw. der Linie X stehenden Einspannbacken der Prüfmaschine eingespannt. So waren zwei Achsen durch die Prüfkörper und die Abzugsmaschine vorgegeben, die dritte Achse wurde mit einer Wasserwaage bestimmt.

## 4. Material und Methode

Die Prüfkörper wurden mit der Gläschenunterseite parallel zur Einspannbackenoberseite befestigt. Auf diese Weise sollte die Abzugskraft senkrecht auf die Gusskörper wirken und ein Verkeilen dieser verhindern.

Es wurden jeweils zehn Proben, mit dem gleichen Zement befestigt, und mit der gleichen Methode vorbehandelt, in die Maschine eingespannt und die Gusskörper abgezogen.

Die Maschine wurde mit einer Abzugsgeschwindigkeit von 10mm/Minute gefahren. (Bild 8)



Bild 8: Universaltestmaschine mit eingespanntem Prüfkörper

### 4.10 Auswertung und graphische Darstellung der Messergebnisse

Die Software der Prüfmaschine, Zwick 1454 lieferte für die zehn Abzugspalten einer Versuchsreihe jeweils die reinen Abzugskräfte in Newton. Die Werte wurden in Form einer Tabelle und in Form eines Liniendiagramms dargestellt.

Eine Standardabweichung der reinen Abzugswerte wurde ebenfalls errechnet.



## 4. Material und Methode

### 4.10.1 Haftflächenermittlung:

Da es sich bei den Werten der Zwick-Prüfmaschine um reine Abzugswerte unterschiedlich großer Prüfkörper handelte, mussten die Oberflächen der Gussobjekte berechnet werden, um eine gültige Aussage treffen zu können.

Die Oberfläche der Inserts wurde nach folgender Formel errechnet:

$$\pi \cdot (R1 + R2) \cdot \sqrt{h^2 + (R1 - R2)^2} + \pi \cdot (R1)^2$$

R1 = Radius an der Basis

R2 = Radius an der Spitze

h = Höhe

Der Radius und die Höhe der Prüfkörper wurden mit Hilfe einer elektronischen Schieblehre an jeweils vier Stellen ermittelt, auf zwei Stellen hinter dem Komma gerundet und ein Mittelwert gebildet.

Die Größe der ermittelten Werte wurden mit den Abzugswerten, welche die Zwick-Prüfmaschine lieferte, in MS-Excel Tabellen zusammengefasst und die Kraft in Newton pro Fläche in mm<sup>2</sup> errechnet.

Da die Zähne zur Aufnahme einer Krone nicht standardisiert beschliffen werden konnten, sondern in ihrem Umfang individuell an den entsprechenden Zahn angepasst werden mussten, wurde hier eine aufwändigere Methode zur Oberflächenermittlung gewählt.

Die Abformungen der präparierten Zähne wurden ein zweites Mal mit blauem Hartgips ausgegossen, um jetzt mit einem digitalen Scanner erfasst zu werden.

Als Scanner wurde der diGident-Scanner von Girrbach Dental-Systeme verwendet. Dieses Gerät arbeitet nach dem Streifenprojektionsverfahren.

Die ausgehärteten Zahnstümpfe wurden unter der Präparationsgrenze eingeschwärzt, um so nicht mit in den Scanvorgang einbezogen zu werden. Es wurde ein Sockel aus Superhartgips gefertigt, der kompatibel zum Scantisch des Scanners war, und den präparierten Zahn in einen optimalen Abstand zur Linse positionierte (Brennweite der Kamera 12,5 – 75 mm).



## 4. Material und Methode

### 4.10.2 Funktionsweise des Scanners:

Der Scanner enthält einen Drehtisch auf dem ein zu scannendes Objekt befestigt werden kann, dieses Objekt wird über einen Projektor mit Streifen belegt und über eine CCD-Kamera, die starr mit dem Drehtisch verbunden ist, werden die Daten erfasst.

Die Kamera besitzt einen Zoom mit dem Objekte in einer Brennweite von 12,5 – 75 mm scharf eingestellt werden können. (Bild 9)

Die Messungen werden in einem dreidimensionalen Koordinatensystem durchgeführt, so dass sich der Drehtisch, welcher mit einer Schräge versehen ist frei drehen kann. Alle Punkte des Objektes können so erfasst und zu einem Bild zusammengefügt werden. Im optischen Scanner wird der jeweilige Zahnstumpf mit Weißlicht belegt.

Das Objekt wird mit einer Streifenprojektion überzogen, d.h. das Objekt wird aus drei unterschiedlichen Richtungen mit Gray Code Sequenzen, und fünf jeweils in 90 Grad zueinander in der Phase verschobene Liniengitter auf dem Messobjekt abgebildet. Durch die Krümmung die entsteht, wenn diese Streifen auf ein Objekt fallen, lassen sich Rückschlüsse auf die Objektoberfläche schließen.



Bild 9: Streifenprojektionsscanner mit geöffnetem Visier und sichtbaren Drehtisch

Eine weitere Grundlage des Scanners sind die aus unterschiedlicher Richtung aufgenommenen Bildprojektionen, entsprechend dem dreidimensionalen Sehen des menschlichen Auges, die berechnet und zu einer Punktwolke zusammengefügt werden.

## 4. Material und Methode

Nach der Initialisierung des Gerätes wurde eine Aufwärmphase von 10 Minuten eingehalten, bevor mit der Kalibrierung begonnen wurde.

Das Gerät wurde spätestens nach einem Gebrauch von einer Stunde, mit den dafür vorgesehenen Gold-Kalibrierkörpern, neu kalibriert. Der Hersteller verspricht eine Standardabweichung von 16  $\mu\text{m}$ .

### 4.10.3 Messung der Objektoberfläche:

Nach Befestigung der Gipsstümpfe wurde für den Scanvorgang im Messplan der Software die Option „Messung eines präparierten Zahnes“ gewählt.

Der Zoomfaktor wurde auf 40 eingestellt. Die Blende wurde so gewählt, dass sich gerade keine roten Punkte auf dem Messobjekt befanden (Wert zwischen 60-65), wobei rote Punkte eine Überbelichtung symbolisierten. Überflüssige Bildpunkte die nicht zum eingescannten Objekt gehörten, wurden mit der dazugehörigen Software aus der Punktwolke entfernt.

Die Datei wurde als ASCII File exportiert. Die Daten wurden mit der Software „Metris Base 5.1“ weiterbearbeitet.

Die Punktwolke wurde mit einer Filterfunktion reduziert und die Punkte wurden zu einem Netzwerk kleiner Dreiecke zusammengefügt. Auf diese Art und Weise entstand eine zusammenhängende Oberfläche die berechnet werden konnte.

Zu Beginn der Messreihe wurde eine Konstanzprüfung des Scanners durchgeführt, indem fünfmal der gleiche Zahnstumpf auf oben beschriebenem Weg eingescannt und die Oberfläche berechnet worden ist.

Die Konstanzprüfung lieferte folgende Ergebnisse:

Mittlere Oberflächengröße des Teststumpfes:	152,21 mm <sup>2</sup>
---------------------------------------------	------------------------

Standardabweichung bei fünf Messungen:	2,26 mm <sup>2</sup>
----------------------------------------	----------------------

# 4. Material und Methode

## 4.11 Statistische Auswertung und graphische Darstellung der Ergebnisse:

Die einzelnen Abzugswerte der Kronenversuche, welche die Zwick-Prüfmaschine lieferte wurden in MS-Excel Tabellen mit der errechneten Oberfläche, die mit der Software des Scanners errechnet wurde, zusammengefasst und die Kraft pro Fläche errechnet.

Alle errechneten Einzelwerte wurden in einer SPSS Tabelle (Version 10.0, Fa. SPSS Inc., Columbus, USA) statistisch ausgewertet.

Es wurden jeweils für die einzelnen Zemente, mit und ohne Thermocycler-Vorbehandlung folgende Parameter ausgewertet:

Kronenversuche - Wasserbad und Wasserbad-Thermocycler:

- *Abzugskraft in N*

- *Kraft / Fläche in N/mm<sup>2</sup>*

Insertversuche – Wasserbad und Wasserbad -Thermocycler

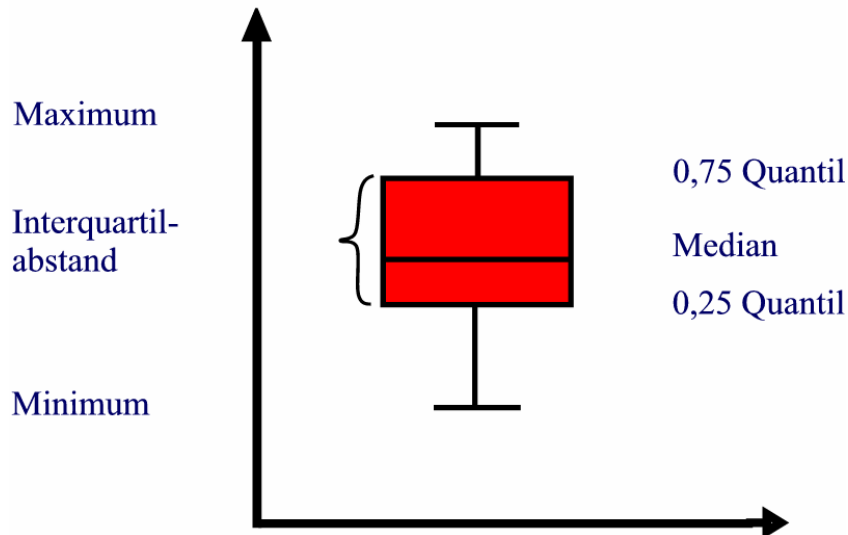
- *Abzugskraft in N*

- *Abzugskraft / Fläche in N/mm<sup>2</sup>*

Für jede einzelne Versuchsreihe wurden die Standardabweichung und die Standardabweichung in Prozent errechnet. Für die graphische Darstellung wurden Diagramme in Form von Boxplots gewählt, weil sich die Normalverteilung nicht mit der Standardabweichung um den Mittelwert deckte.

## 4. Material und Methode

### 4.11.1 Boxplot - Diagramm



Das Boxplot - Diagramm ist eine grafische Darstellung der Verteilung der Daten einer Stichprobe, die Daten können hier übersichtlich dargestellt und einfach abgelesen werden.

Die Daten werden in einem Koordinatensystem dargestellt, die eigentliche Box (Kasten) zeigt die mittleren 50 Prozent der Daten an und wird durch den 0,25 Quantil nach unten und durch den 0,75 Quantil nach oben begrenzt.

Der 0,5 Quantil ist gleichzeitig der Median, der durch eine Linie dargestellt wird. Ebenfalls abgebildet werden Maximum und Minimum – Werte, als auch Ausreißer.

Als Ausreißer werden Daten bezeichnet, die mehr als das 1,5 fache des Interquartilabstandes, Abstand zwischen erstem und drittem Quartil, betragen. In einem Boxplot – Diagramm werden die mittleren 50 Prozent der Daten und die Lage des Medians zu diesen Daten, dargestellt.

Die Standardabweichung in Prozent aller durchgeführten Versuche wurde der Übersichtlichkeit halber in einer MS-Excel Tabelle dargestellt.

Graphisch wurden hier Balkendiagramme verwendet, die jeweils den Vergleich der Standardabweichung in Prozent, der gleichen Zemente, bzw. der gleichen Vorbehandlung der Inserts mit den Kronenabzugsversuchen darstellen.

## 4. Material und Methode

Die deskriptiv-statistische Auswertung der Abzugsversuche, der Insert und Kronen mit und ohne Thermocycling beinhaltet Mittelwerte, Mediane und die Standardabweichung und wurde mit dem Programm SPSS durchgeführt. Die Normalverteilung wurde mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests ermittelt.

Zur Prüfung der Hypothese der Homogenität der Varianzen für die Ergebnisse wurde der Levene-Test herangezogen.

Für die Kronenversuche erfolgte daraufhin eine homogene, für die Insertversuche hingegen eine inhomogene Varianzanalyse. Die inhomogene Varianzanalyse wurde im Programm SAS weitergeführt, welches für diese Zwecke besser geeignet schien.

Mit der univariaten mehrfaktoriellen Varianzanalyse lassen sich Mittelwertunterschiede aus mehr als zwei Stichproben überprüfen, indem sie den Einfluss mehrerer unabhängiger Variablen (Zement, Thermocycling) auf eine abhängige Variable (Kraft) hin untersuchen.

Post-hoc-Mehrfachmittelwertsvergleiche ermöglichen es, die einzelnen Gruppen unterschiedlicher Ergebnisse miteinander zu vergleichen und Untergruppenunterschiede und die Mittelwerte der homogenen Untergruppen darzustellen.

Dazu wurden die bei Annahme von Varianzhomogenität (Kronen) üblichen Verfahren nach Tukey-HSD und LSD herangezogen.

Die Mehrfachmittelwertvergleiche der Insertergebnisse erfolgten aufgrund der Varianzinhomogenität nach Games-Howell.

# 5. Ergebnisse

## 5 Ergebnisse:

### 5.1 Ergebnisse Kronen-Tests:

#### 5.1.1 Test auf Normalverteilung:

Die Ergebnisse aus den Versuchsreihen mit Kronen als Abzugskörper wurden auf ihre Normalverteilung hin überprüft. Der Kolmogorov – Smirnov Test ergab bei einer Fallzahl von 59 Fällen, nach Ausreißerkorrektur, Fall 57 Dyract Cem Thermocycling, einen Wert von 0,067, so dass die Abweichung von der Normalverteilung ausreichend klein ist (Anhang 2.9.).

#### 5.1.2 Deskriptive Statistik:

In Tabelle 2.2. (Anhang) sind die Mittelwerte, die Mediane und die Standardabweichungen der Abzugskräfte aller Zemente, vor und nach dem Prozess des Thermocyclings dargestellt.

Die Werte der Mediane liegen in der Hälfte aller Fälle über den Werten des arithmetischen Mittels, das heißt die Verteilung ist eher rechtslastig als symmetrisch.

Zur besseren Übersicht sind die Ergebnisse der Abzugsversuche ohne den Prozess des Thermocyclings in einer Boxplotgrafik dargestellt (Abbildung 1).

## 5. Ergebnisse

**Boxplot - Kronen - Kraft/Fläche**

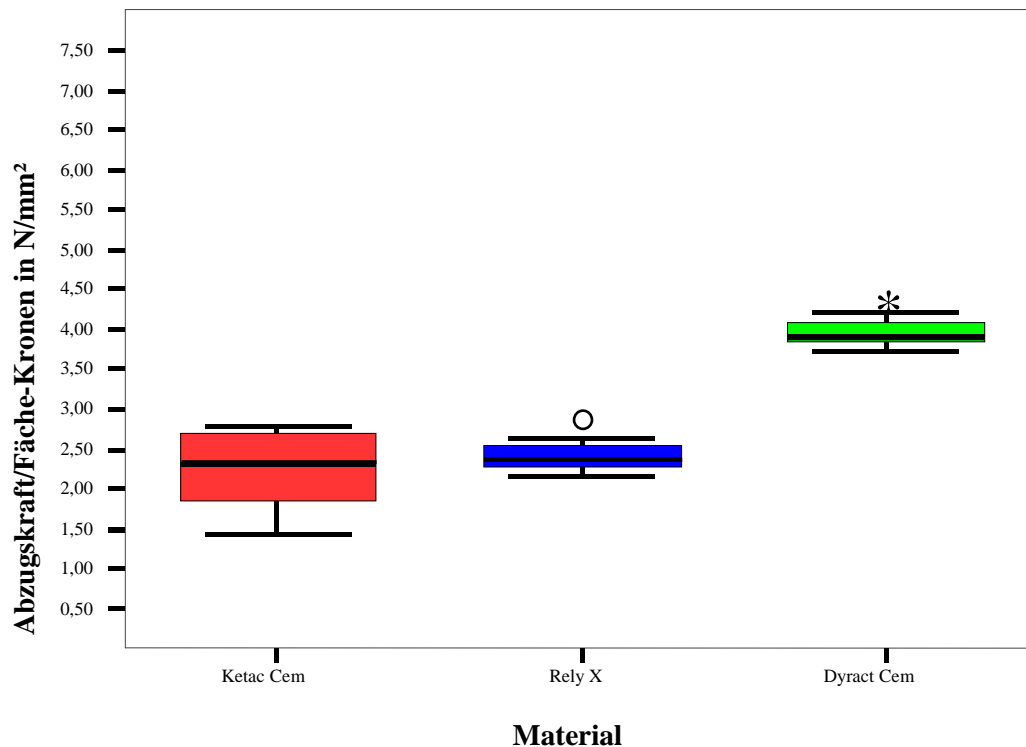


Abbildung 1: Abzugskraft/Fläche –Kronenversuche – 24 Std. Wasserbad

In der obigen Boxplot-Grafik ist die geringe Streubreite der Kronenabzugsversuche zu erkennen, besonders heben sich die Ergebnisse der Versuchsreihen von den Zementen Rely X und Dyract Cem ab. In der Versuchsreihe von Rely X ist ein Ausreißerwert zu erkennen und bei Dyract Cem ist ein Extremwert zu verzeichnen.

Die Mediane liegen fast mittig innerhalb der Boxen. Die größte Streubreite ist bei den Ergebnissen von Ketac Cem zu erkennen.

Die höchsten Abzugswerte werden von Dyract Cem erzielt, sie liegen im Mittel bei 4,02 N/mm<sup>2</sup> und somit fast doppelt so hoch wie die Werte von Ketac Cem und Rely X, die nur minimal voneinander differieren (Ketac Cem 2,23 - und Rely X 2,46 N/mm<sup>2</sup>).

## 5. Ergebnisse

### 5.1.3 Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen

Mit dem Levene – Test lässt sich die Nullhypothese prüfen, dass die Fehlervarianz der abhängigen Variablen über die Gruppen hinweg gleich ist. Als Voraussetzung gilt eine zweifaktorielle Varianzanalyse, die über den Betrag der Abweichung vom Gruppenmittelwert gerechnet wird.

Nach Beseitigung von einem Ausreißerwert ergibt der Test eine Signifikanz von 0,153. Mit einem F-Wert von 1,692 kann von einer Homogenität der Varianzen ausgegangen werden (Anhang 2.3.).

### 5.1.4 Homogene Varianzanalyse

Inwieweit die unterschiedlichen Zementsorten und die künstliche Alterung eine Auswirkung auf die Abzugskraft der Versuchskörper haben, lässt sich durch Varianztests ermitteln. Die Tests wurden mit dem Statistikprogramm SPSS 10.0 für Windows durchgeführt.



## 5. Ergebnisse

Tabelle 1: Univariate Varianzanalyse  
 Mehrfachvergleiche  
 Abhängige Variable: Abzugskraft/Fläche-Kronen; (SPSS)

			Mittlere Differenz (1-2)	Standardfehler	Signifikanz
Test	Zement 1	Zement 2			
Tukey-HSD					
	Ketac Cem	Rely X	0,312	0,127	0,046
	Ketac Cem	Dyract Cem	-3,163	0,129	<0,0001
	Rely X	Dyract Cem	-3,475	0,129	<0,0001
LSD					
	Ketac Cem	Rely X	0,312	0,127	0,018
	Ketac Cem	Dyract Cem	-3,163	0,129	<0,0001
	Rely X	Dyract Cem	-3,475	0,129	<0,0001

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

In Tabelle 1 lassen sich die Signifikanzen der Ergebnisse der einzelnen Zemente, ohne den Prozess des Thermocyclings ablesen. Auffällig sind die Ergebnisse von Dyract Cem, sie unterscheiden sich im Tukey-HSD, und im LSD –Test höchst signifikant von Ketac Cem, als auch von Rely X (<0,0001 – höchst signifikant).

Die Ergebnisse von Ketac Cem unterscheiden sich signifikant von den ermittelten Werten des Zements Rely X (Tukey: 0,046; LSD: 0,018).

## 5. Ergebnisse

### 5.1.5. Auswirkung Thermocycling:

In Abbildung 2 sind die Ergebnisse der Kronenabzugsversuche nach dem Prozess des Thermocyclings dargestellt.

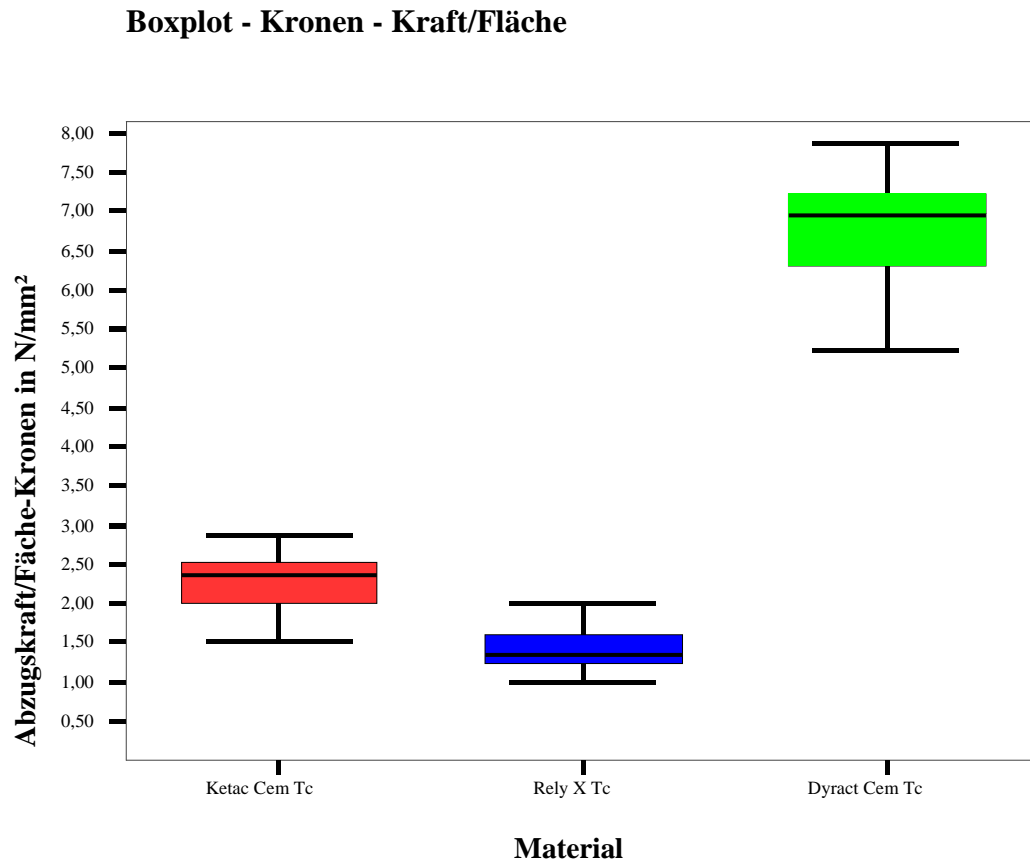


Abbildung 2: Abzugskraft/Fläche – Kronenversuche mit Thermocycling

Sehr deutlich lässt sich erkennen das Dyract Cem die mit Abstand höchsten Abzugswerte liefert (Mittelwert: 6,79 N/mm<sup>2</sup>). Auffällig ist aber auch der im Vergleich zu den beiden anderen Zementen große Streubereich der Ergebnisse von Dyract Cem.

Die erreichten Abzugswerte von Ketac Cem und Rely X Unicem liegen deutlich unter den Werten von Dyract Cem. Wobei Ketac Cem mit im Mittel von 2,26 N/mm<sup>2</sup> etwas höhere Werte liefert als Rely X mit 1,41 N/mm<sup>2</sup>.

## 5. Ergebnisse

Um die Auswirkung der simulierten Alterung besser erkennen zu können, werden nachfolgend die Ergebnisse jedes Zementes der Kronenabzugsversuche mit und ohne den Prozess des Thermocyclings in einer Grafik dargestellt (Abbildungen 3, 4, 5).

Der simulierte Alterungsprozess hatte interessanterweise auf die einzelnen Zemente unterschiedliche Auswirkungen.

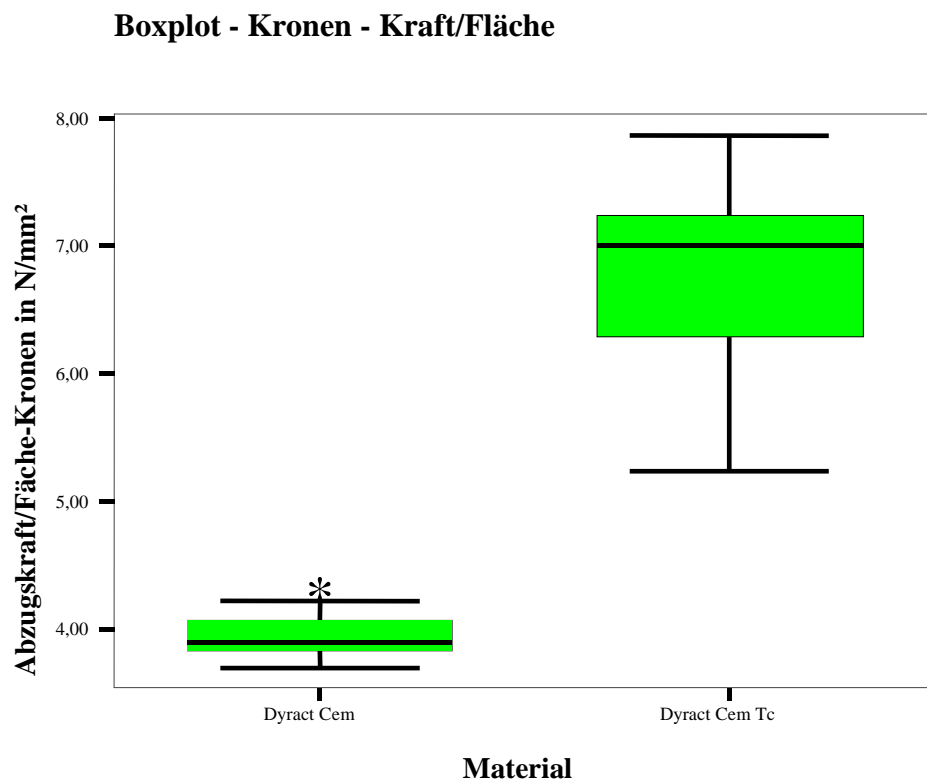


Abbildung 3: Dyract Cem, Abzugskraft/Fläche – Kronenversuche; mit und ohne Thermocycling

Bei Betrachtung der Abzugswerte von Dyract Cem erkennt man ein ungewöhnliches Ergebnis, die Werte von Dyract Cem liegen nach dem Thermocycling fast doppelt so hoch wie ohne (Abbildung 3). Das Thermocycling hat also auf den kunststoffmodifizierten Glasionomermaterial Dyract Cem einen positiven Einfluss, die Abzugswerte steigen im Mittel um etwas mehr als 65 Prozent von 4,02 N, auf 6,79 N, bezogen auf die Grundfläche.

Auffällig ist aber ebenfalls die starke Zunahme des Interquartilsbereichs bei Dyract Cem nach dem Thermocycling.

## 5. Ergebnisse

### Boxplot - Kronen - Kraft/Fläche

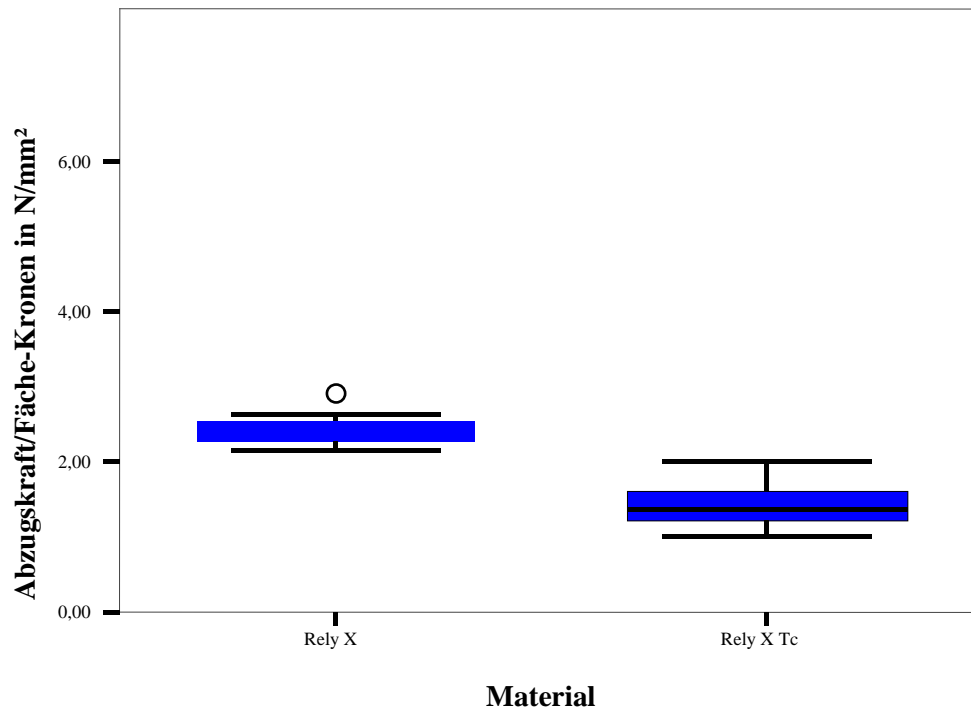


Abbildung 4: Rely X, Abzugskraft/Fläche – Kronenversuche; mit und ohne Thermocycling

In Abbildung 4 sind die Ergebnisse von Rely X Unicem dargestellt. Man erkennt, dass die Abzugswerte nach dem Prozess des Thermocycling eine erhebliche Verringerung aufweisen. Der Zement erreicht nur noch Werte im Mittel von 1,41 N/mm<sup>2</sup>. Die Streubreite bleibt dabei fast unverändert klein.

## 5. Ergebnisse

**Boxplot - Kronen - Kraft/Fläche**

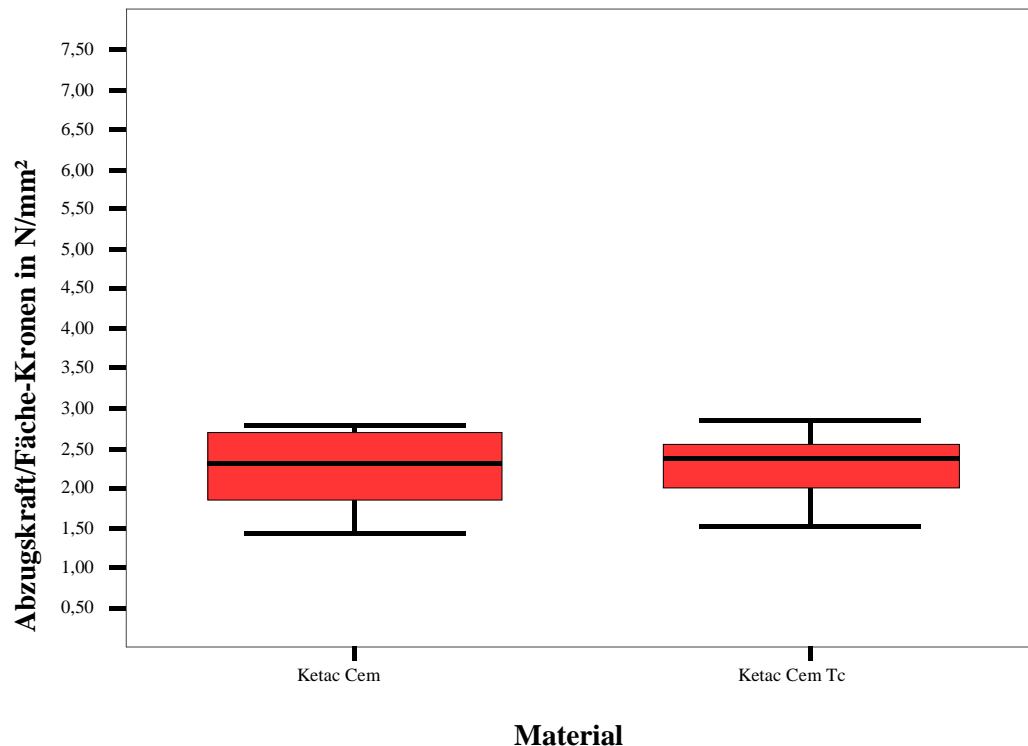


Abbildung 5: Ketac Cem, Abzugskraft/Fläche – Kronenversuche; mit und ohne Thermocycling

Ketac Cem lieferte nach dem Thermocycling fast identische Werte, wie ohne Vorbehandlung, dass bedeutet die simulierte Alterung hatte so gut wie keine Auswirkung auf die Haftkraft des Glasionomierzements (KC 2,23; KC TC 2,26 N/mm<sup>2</sup>).

Der Interquartilbereich verkleinert sich interessanterweise nach dem Prozess des Thermocyclings (Abbildung 5).

In Tabelle 3 sind die Signifikanzen der Ergebnisse der einzelnen Zemente mit und ohne Thermocycling dargestellt. Wie auch schon in den Boxplot – Grafiken zu erkennen, hat das Verfahren des Thermocyclings keinen Einfluss auf den Glasionomierzement Ketac Cem. Die Ergebnisse Ketac Cem und Ketac Cem TC unterscheiden sich nicht signifikant.

Die Ergebnisse von Rely X und Dyract Cem hingegen unterscheiden sich wie oben schon erwähnt und aus Tabelle 3 ersichtlich, höchst signifikant von den jeweiligen Ergebnissen ohne Thermocycling.

## 5. Ergebnisse

Vergleicht man die Abzugswerte der einzelnen Zemente, d.h. Ketac Cem TC, Dyract Cem TC und Rely X TC miteinander, unterscheiden sich diese mit höchster Signifikanz.

Tabelle 3: Univariate Varianzanalyse  
Mehrfachvergleiche; (SPSS)  
Abhängige Variable: Abzugskraft/Fläche-Kronen

Test	Zement 1	Zement 2	Mittlere Differenz (1-2)	Standardfehler	Signifikanz
Tukey HSD					
	Ketac Cem	Ketac Cem TC	-0,0330	0,17992	1,0000
	Rely X	Rely X TC	1,0520	0,17992	<0,0001
	Dyract Cem	Dyract Cem TC	-2,9451	0,18485	<0,0001
	Ketac Cem TC	Rely X TC	0,8540	0,17992	<0,0001
		Dyract Cem TC	4,6966	0,18485	<0,0001
	Rely X TC	Dyract Cem TC	-2,2567	0,19985	<0,0001
Games — Howell					
	Ketac Cem	Ketac Cem TC	-0,0330	0,19929	1,0000
	Rely X	Rely X TC	1,0520	0,13387	<0,0001
	Dyract Cem	Dyract Cem TC	-2,9451	0,21126	<0,0001
	Ketac Cem TC	Rely X TC	0,8540	0,16147	0,0010
		Dyract Cem TC	-4,6966	0,22877	<0,0001
	Rely X TC	Dyract Cem TC	-2,2567	0,19985	<0,0001

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

# 5. Ergebnisse

## 5.2 Ergebnisse Insert –Tests:

### 5.2.1 Test auf Normalverteilung:

Die Abhängigkeit der Abzugskraft von den Zementen ist mit dem Kolmogorov – Smirnov – Test überprüft worden. Die Fallzahl beschränkte sich auf 60 Proben. Auf eine Ausreißerkorrektur wurde verzichtet, da sie nicht zur Verbesserung der Ergebnisse beitragen konnte. Der Wert betrug 0,107, so dass eine Abweichung von einer Normalverteilung vorlag.

Ein Signifikanzwert von 0,085 zeigt, dass die Ergebnisse sich höchst signifikant von der Normalverteilung unterscheiden (Anhang; Tabelle 6.9.).

### 5.2.2 Deskriptive Statistiken:

In Abbildung 6 sind die Abzugswerte der Insertversuchsreihe ohne den Prozess des Thermocycling dargestellt.

Die Höhe der Abzugswerte ergeben folgende Rangordnung, Ketac Cem liefert im Mittel die niedrigsten Werte von 1,73 N/mm<sup>2</sup>, Rely X reiht sich mit einem Mittelwert von 2,26 N/mm<sup>2</sup> in der Mitte ein, und Dyract Cem verhalf mit einem Wert von 5,75 N/mm<sup>2</sup> zu den höchsten Abzugswerten (Anhang; Tabelle 6.2.).

Die Mediane liegen bei Ketac Cem und Rely X etwas unterhalb der Mitte der Boxen, was bedeutet, dass die Verteilung nicht ganz symmetrisch ist.

Der Interquartilbereich der Insertversuche fällt insgesamt größer als bei den Kronentestkörpern aus. Insbesondere die Streubreite von Dyract Cem war auffällig groß.

# 5. Ergebnisse

**Boxplot - Inserts- Kraft/Fläche**

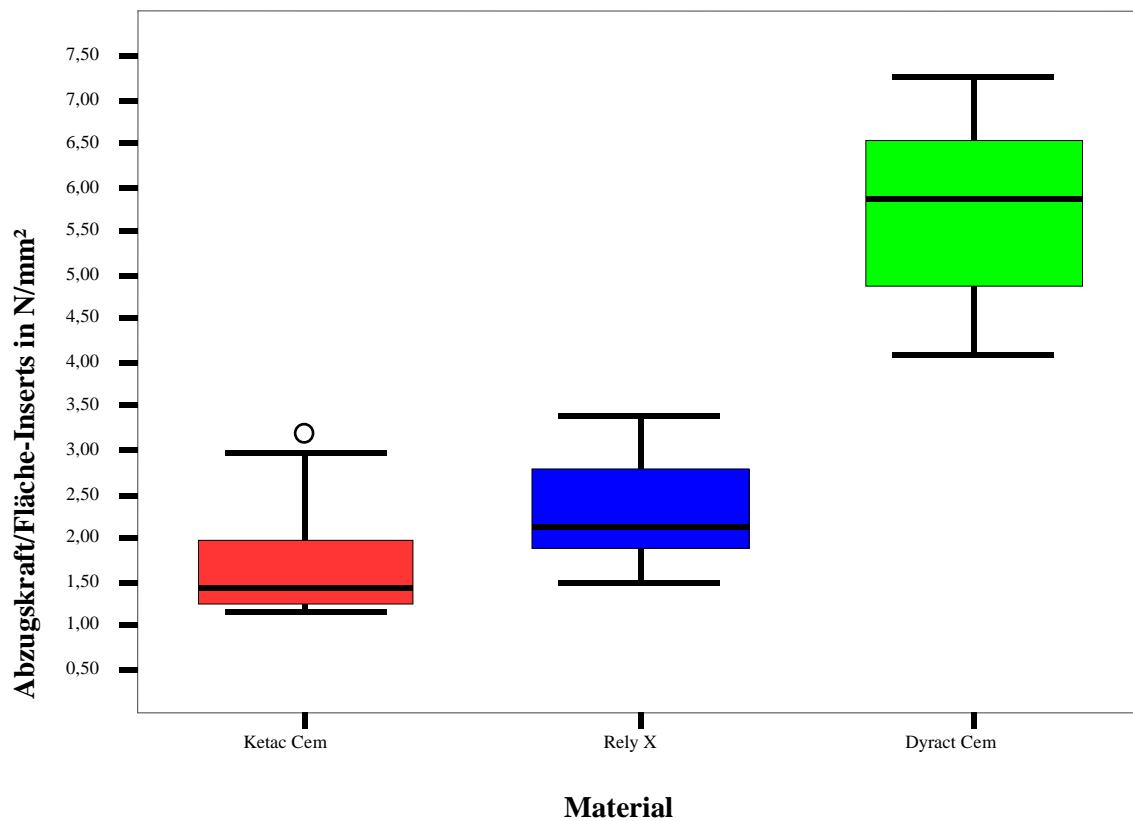


Abbildung 6: Abzugskraft/Fläche – Insertversuche - 24 Std. Wasserbad

## 5.2.3 Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen:

Der Levene – Test ergibt eine Signifikanz von 0,014 und einen F – Wert von 3,153, so dass nicht mehr von einer Homogenität der Varianzen ausgegangen werden kann.

Die Ergebnisse unterscheiden sich aber signifikant voneinander (Anhang 6.3.).



# 5. Ergebnisse

## 5.2.4 Inhomogene Varianzanalyse

Um mit den inhomogenen Varianzen eine Aussage über die Signifikanz der einzelnen Zemente, welche eine Auswirkung auf die Abzugskraft haben könnten, treffen zu können, wurde ein Signifikanz Test nach Games - Howell im Programm SPSS durchgeführt (Tabelle 4).

Zur Überprüfung dieser Ergebnisse wurde ebenfalls ein inhomogener Test mit dem Programm SAS durchgeführt, welches für diese Zwecke besser geeignet schien. Da sich die Ergebnisse mit denen aus Tabelle 4 (SPSS) deckten, wurden sie nicht separat aufgeführt.

Tabelle 4: Univariate Varianzanalyse

Mehrfachvergleiche; (SPSS)

Abhängige Variable: Abzugskraft/Fläche-Inserts:

			Mittlere Differenz (1-2)	Standardfehler	Signifikanz
Test	Zement 1	Zement 2			
Games-Howell					
	Ketac Cem	Rely X	-1,104	0,269	0,001
	Ketac Cem	Dyract Cem	-3,794	0,301	<0,0001
	Rely X	Dyract Cem	-2,690	0,329	<0,0001

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

In Tabelle 4 sind die Signifikanzen der einzelnen Zemente ohne Thermocycling der Insertversuche aufgeführt. Die Ergebnisse unterscheiden sich höchst signifikant voneinander.

## 5. Ergebnisse

### 5.2.5 Auswirkung Thermocycling:

In der nachfolgenden Darstellung sind auch die Ergebnisse der Insertversuchsreihe nach dem Prozess des Thermocycling dargestellt (Abbildung 7).

**Boxplot - Inserts - Kraft/Fläche**

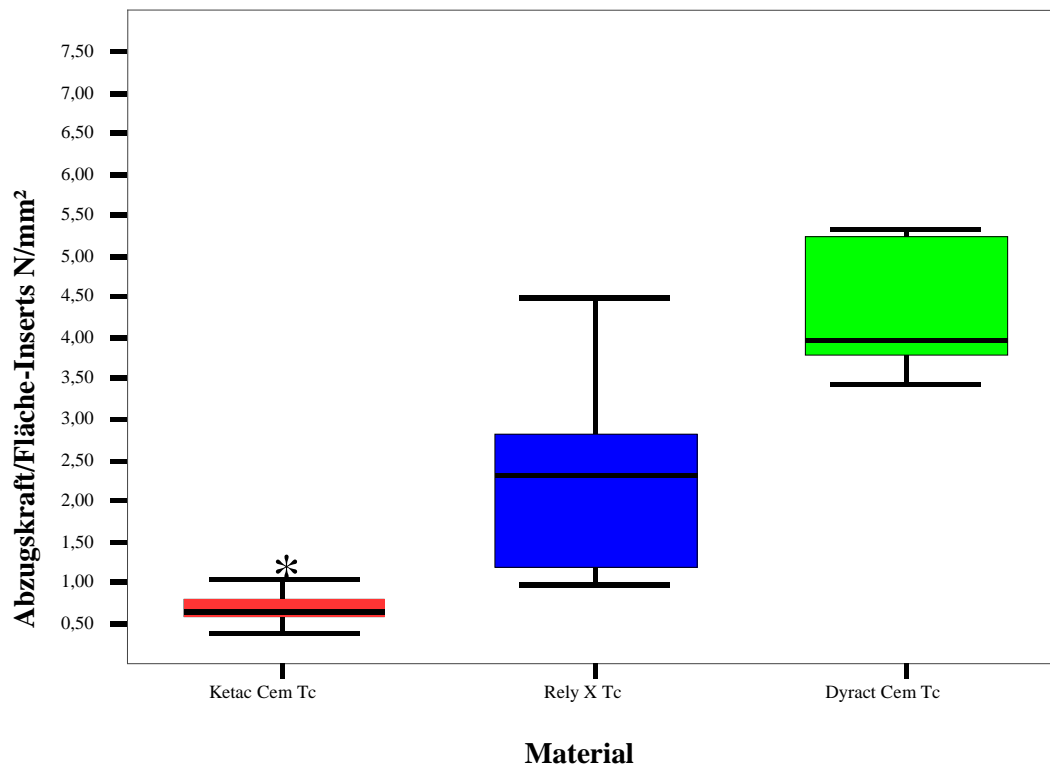


Abbildung 7: Abzugskraft/Fläche – Inserts mit Thermocycling:

In der Grafik ist klar zu erkennen, das Dyract Cem auch nach dem Thermocycling die höchsten Werte erreicht, im Mittel 4,32 N/mm². Rely X Unicem erreicht im Mittel 2,43 N/mm². Bei beiden Zementen war der große Streubereich auffällig.

Ketac Cem erreichte nach dem Thermocycling mit einem Mittelwert von 0,74 N/mm² klar die geringsten Abzugswerte. Die Streuung der Ergebnisse ist zwar sehr gering, weist aber einen Extremwert auf.

## 5. Ergebnisse

Um auch hier die Auswirkung des Thermocyclings auf die einzelnen Zemente besser beurteilen zu können, werden die Ergebnisse der einzelnen Zemente jeweils in einer Grafik mit und ohne Thermocycling dargestellt (Abbildungen 8, 9 ,10).

**Boxplot - Inserts - Kraft/Fläche**

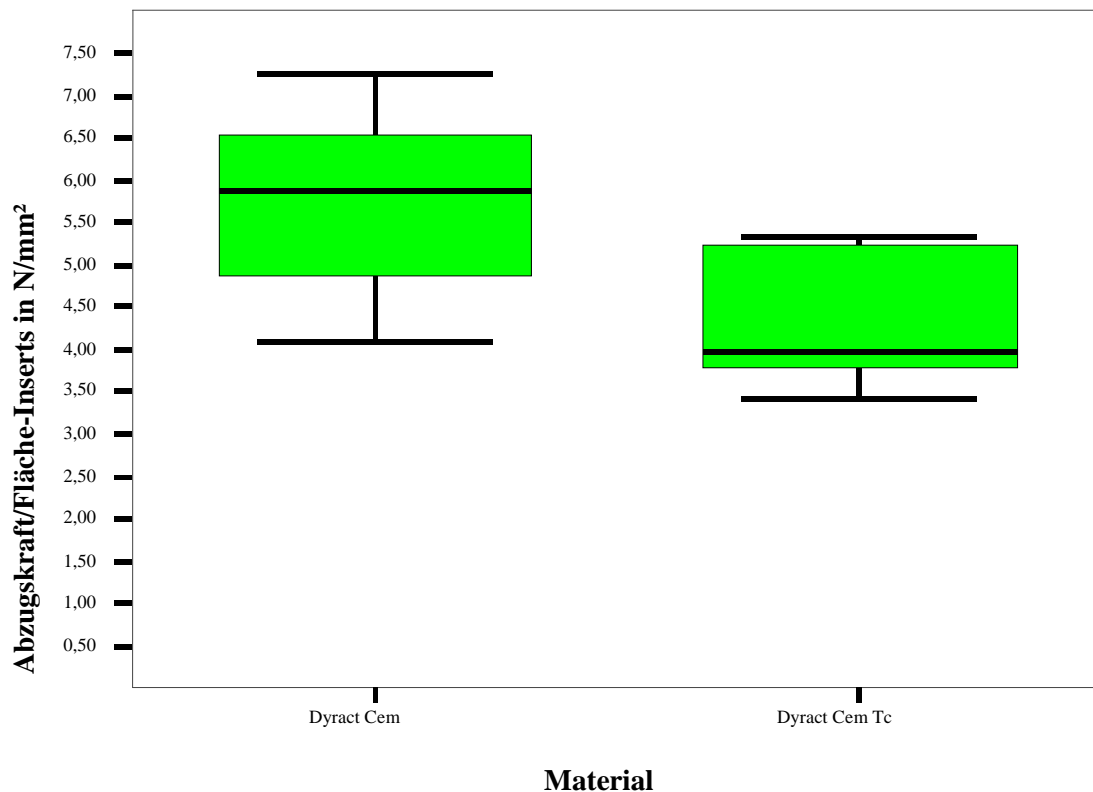


Abbildung 8: Dyract Cem, Abzugskraft/Fläche – Insertversuche; mit und ohne Thermocycling

Dyract Cem wird durch den Prozess des Thermocyclings deutlich negativ beeinflusst, die Werte sinken im Mittel von 5,75 N/mm² auf 4,32 N/mm². Die Streubreite blieb fast unverändert, der Medianwert lag aber deutlich niedriger als ohne Thermocycling.

# 5. Ergebnisse

**Boxplot - Inserts - Kraft/Fläche**

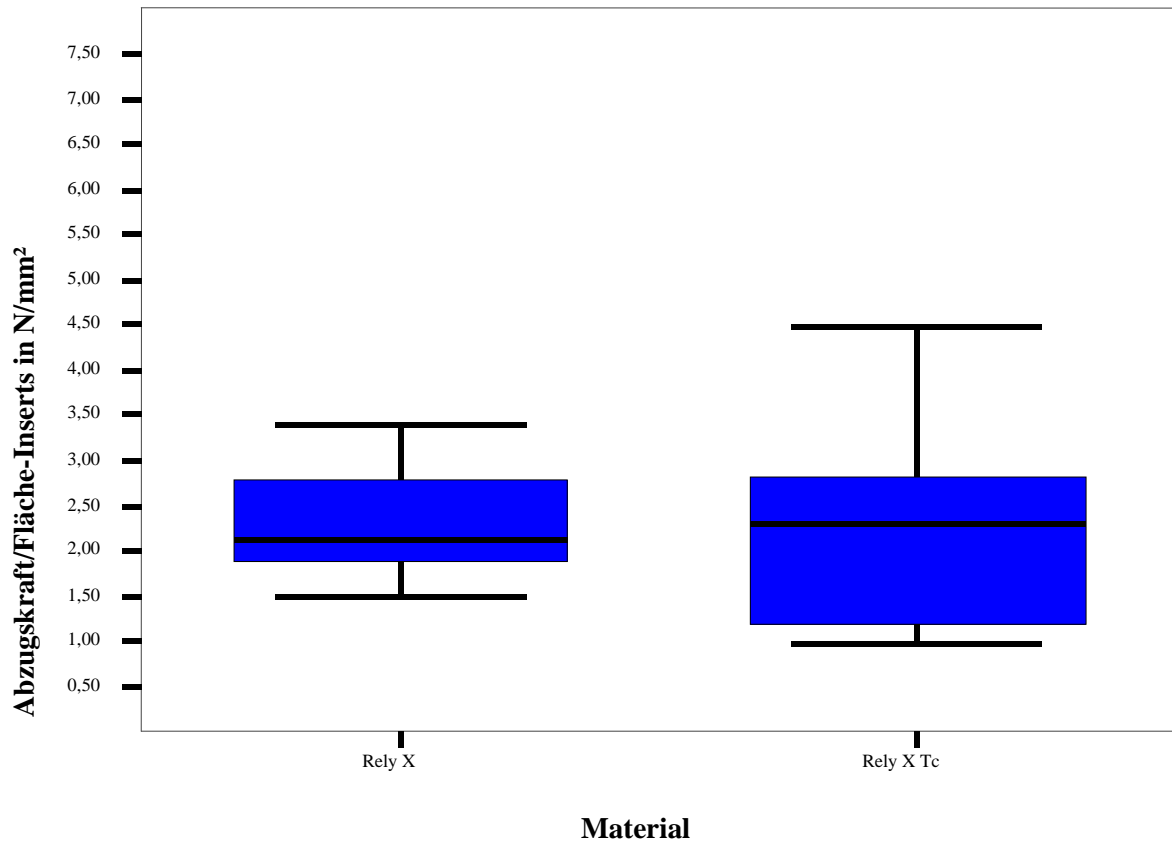


Abbildung 9: Rely X, Abzugskraft/Fläche – Insertversuche; mit und ohne Thermocycling

Die Abzugswerte von Rely X in der Insertversuchsreihe verändern sich durch den Prozess des Thermocyclings nur geringfügig, sie steigen leicht von 2,26 auf 2,43 N/mm<sup>2</sup> an. Auffällig ist hingegen das der Interquartilbereich durch das Thermocycling deutlich zunimmt (Abbildung 9).

## 5. Ergebnisse

Boxplot - Inserts- Kraft/Fläche

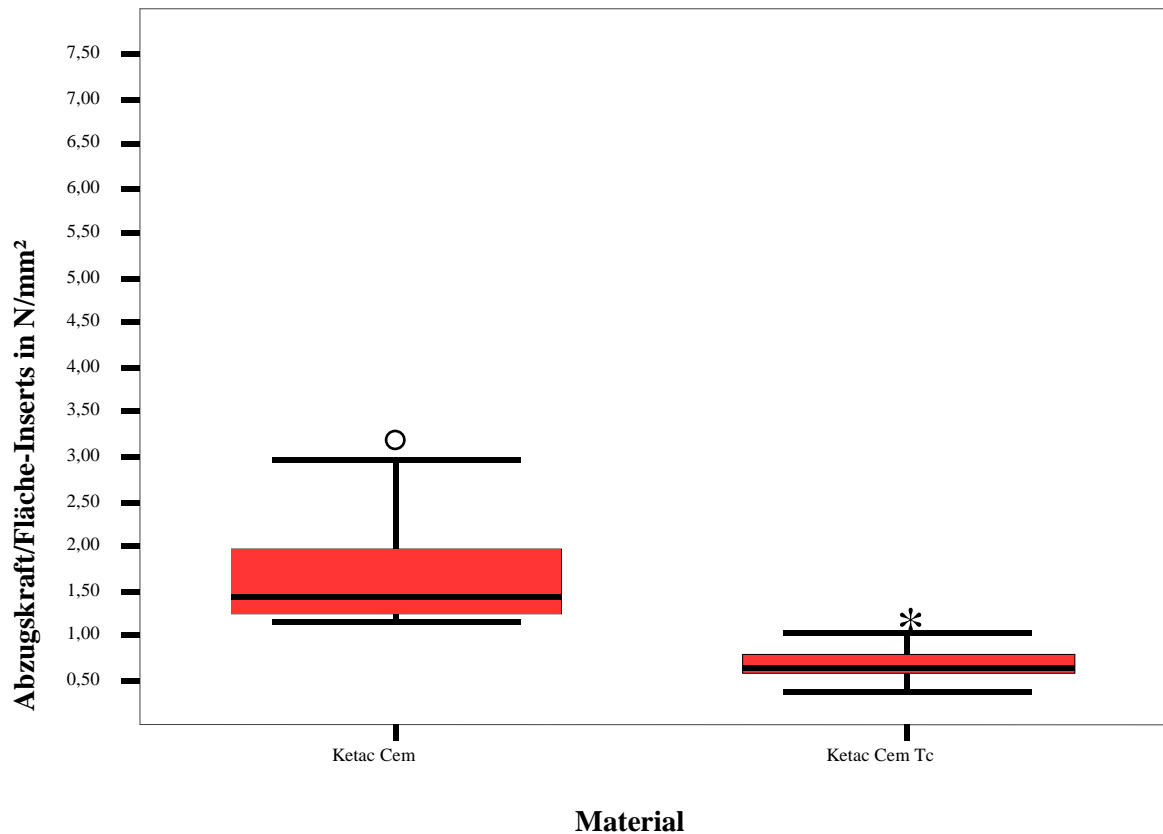


Abbildung 10: Ketac Cem, Abzugskraft/Fläche – Insertversuche; mit und ohne Thermocycling

In Abbildung 10 sind die Ergebnisse der Abzugsversuche von Ketac Cem dargestellt. Die simulierte Alterung hat in dieser Versuchsreihe eine negative Auswirkung auf die Haftkraft des Zementes. Die Abzugswerte sinken deutlich von 1,73 N/mm² auf nur noch 0,74 N/mm².

Der Streubereich von Ketac Cem ist nach dem Thermocycling auffällig gering. Die Boxplot-Grafik von Ketac Cem weist einen Ausreißerwert auf, die Grafik von Ketac Cem thermocycled einen Extremwert.

## 5. Ergebnisse

In Tabelle 5 sind die Signifikanzen der Ergebnisse aus den Insertversuchen mit und ohne Thermocycling dargestellt.

Die Ergebnisse von Ketac Cem und Ketac Cem TC unterscheiden sich nicht signifikant voneinander. Die Ergebnisse von Dyract Cem und Dyract Cem TC hingegen unterscheiden sich signifikant. Die Ergebnisse von Rely X und Rely X TC unterscheiden sich nicht signifikant voneinander. Im Vergleich von Ketac Cem TC und Dyract Cem TC ergibt sich eine höchste Signifikanz. Ketac Cem TC unterscheidet sich signifikant von Rely X TC. Die Ergebnisse von Rely X TC unterscheiden sich höchst signifikant von Dyract Cem TC.

Tabelle 5: Univariate Varianzanalyse  
Mehrfachvergleiche; (SPSS)  
Abhängige Variable: Abzugskraft/Fläche-Inserts:

Test	Zement 1	Zement 2	Mittlere Differenz (1-2)	Standardfehler	Signifikanz
Games - Howell					
	Ketac Cem	Ketac Cem TC	0,986	0,2472	0,1600
	Rely X	Rely X TC	-0,177	0,43425	0,9980
	Dyract Cem	Dyract Cem TC	1,423	0,39346	0,0220
	Ketac Cem TC	Rely X TC	-1,685	0,4022	0,0160
		Dyract Cem TC	-3,575	0,25536	<0,0001
	Rely X TC	Dyract Cem TC	-2,678	0,17886	<0,0001

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

### 5.3 Standardabweichung als Maß der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse:

In der nachfolgenden Tabelle sind alle Abzugswerte in N/mm<sup>2</sup> beider Versuchsreihen mit der dazugehörigen Standardabweichung und der Standardabweichung in Prozent dargestellt.

Zur besseren Übersicht sind die Standardabweichungen der reinen Abzugskräfte und der Abzugskräfte pro Fläche zusätzlich als Balkendiagramme dargestellt.

## 5. Ergebnisse

Die Standardabweichung ist die Maßzahl der Streuung um den Mittelwert. Sie ist unabhängig vom Umfang einer Stichprobe und wird von der Qualität einer Messmethode beeinflusst. Somit kann die Standardabweichung herangezogen werden, wenn eine Aussage über die Reproduzierbarkeit von Ergebnissen getroffen werden soll.

Tabelle 6: Mittelwerte und Standardabweichung; Kronen – und Insertversuchsreihe

Material	Berechnung	Abzugskraft-Kronen	Abzugskraft/Fläche-Kronen	Abzugskraft--Inserts	Abzugskraft/-Fläche-Inserts
Ketac Cem	Mittelwert	346,159	2,231	107,216	1,734
	N	10	10	10	10
	Standardabw.	92,6	0,4702	54,0239	0,7114
	Standardabw. In %	27%	21%	50%	41%
Ketac Cem TC	Mittelwert	373,502	2,264	44,422	0,748
	N	10	10	10	10
	Standardabweichung	104,1727	0,4196	19,1122	0,324
	Standardabw. In %	28%	19%	40%	43%
Rely X	Mittelwert	442,738	2,462	134,264	2,25
	N	10	10	10	10
	Standardabweichung	45,4912	0,3075	35,2582	0,6108
	Standardabw. In %	10%	12%	26%	27%
Rely X TC	Mittelwert	409,108	1,41	160,031	2,433
	N	10	10	10	10
	Standardabweichung	79,4586	0,2909	86,3357	1,229
	Standardabw. In %	19%	21%	54%	51%
Dyract Cem	Mittelwert	1136,009	4,0155	372,1	5,746
	N	10	10	10	10
	Standardabweichung	304,1032	0,3147	86,3201	1,0005
	Standardabw. In %	27%	8%	23%	17%
Dyract Cem TC	Mittelwert	1181,567	6,7885	291,684	4,323
	N	10	10	10	10
	Standardabweichung	207,7619	0,7575	76,1156	0,7397
	Standardabw. In %	18%	11%	26%	17%

## 5. Ergebnisse

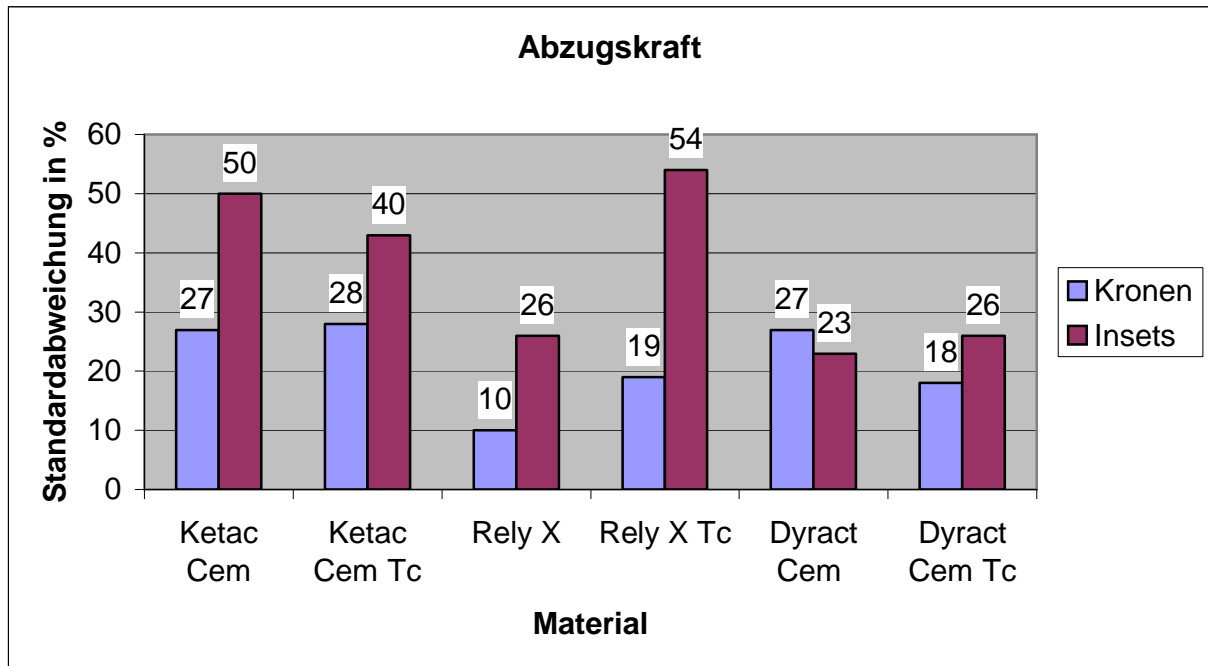


Abbildung 7: Kronen und Inserts, Standardabweichung in Prozent; Abzugskraft

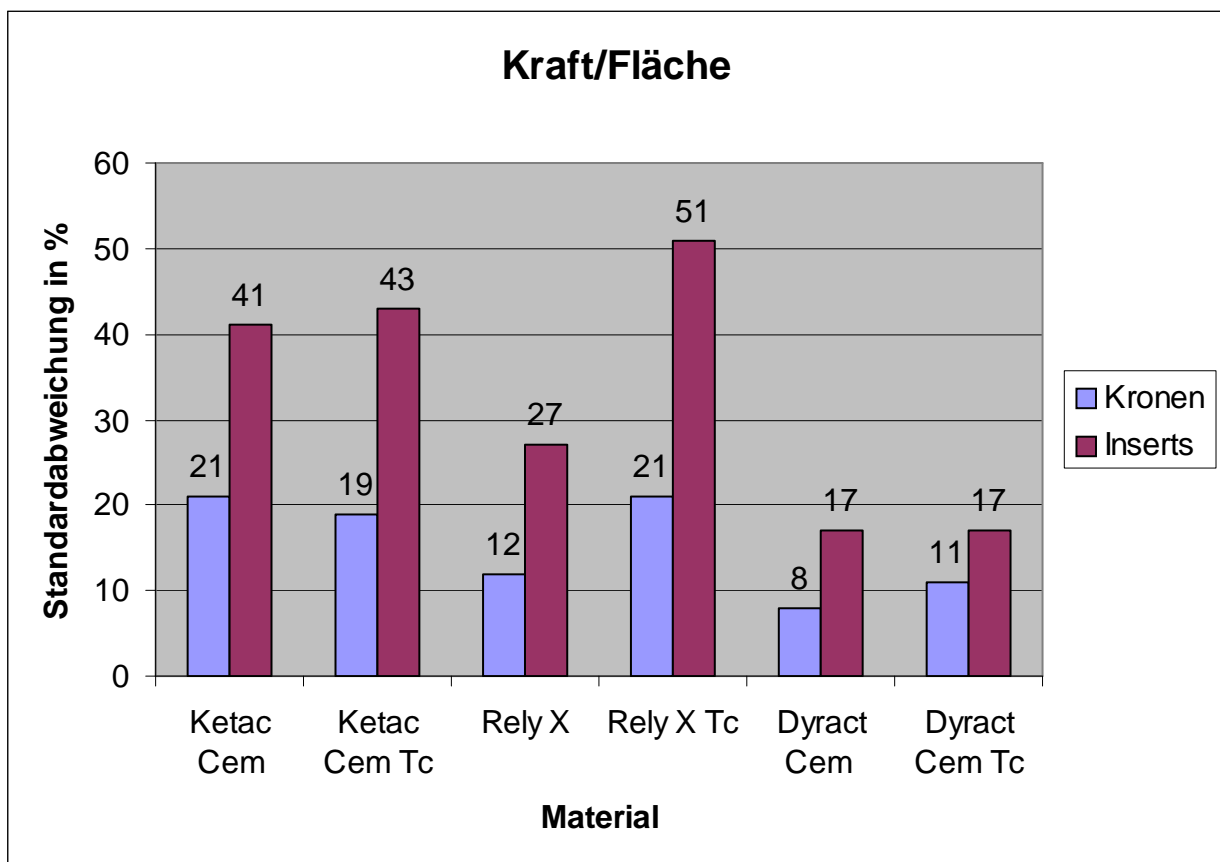


Abbildung 8: Kronen und Inserts; Standardabweichung in Prozent; Kraft / Fläche



## 5. Ergebnisse

In dem Balkendiagramm (Abbildung 8) ist die geringe Standardabweichung der Kronenversuchsreihe zu entnehmen, sie bewegt sich von 8, bis maximal 21 Prozent, und weist somit eine nur kleine Streuung um den Mittelwert auf.

Dyract Cem weist die geringste Standardabweichung sowohl vor als auch nach Thermocycling auf, 8, bzw. 11 Prozent sind sehr geringe Werte. Bei Ketac Cem liegt die Standardabweichung etwas höher bei 21 Prozent und nach Thermocycling sinkt der Wert auf 19 Prozent. Durch das Thermocycling steigt die Standardabweichung bei Rely X von vorher 12 Prozent auf 21 Prozent an.

In der Insertsversuchsreihe fällt die Standardabweichung durchweg größer aus. Sie erreicht eine Abweichung von maximal 51 Prozent.

Dyract Cem zeigt, wie auch schon bei den Kronenversuchen, die geringste Abweichung von jeweils 17 Prozent. Rely X liefert ohne den künstlichen Alterungsprozess eine Standardabweichung von 27 Prozent, nach dem Thermocycling aber den höchsten gemessenen Wert von 51 Prozent. Fast identische hohe Werte liefert Ketac Cem vor und nach dem Thermocycling (Ketac Cem 41 Prozent/ Ketac Cem TC 43 Prozent).

# 6. Diskussion

## 6 Diskussion

Ziel dieser Studie war es, die Retentionskraft dreier unterschiedlicher Zemente zu ermitteln. Zu diesem Zweck wurden zwei Testmethoden entwickelt und die Ergebnisse hinsichtlich der Standardabweichung, als Maß für die Reproduzierbarkeit miteinander zu vergleichen. Weiterhin wurde der Frage nachgegangen in wie weit signifikante Unterschiede in der Retentionskraft der einzelnen Zemente bestehen. Die Prüfkörper beider Versuchsreihen wurden dem Prozess des Thermocyclings unterzogen um eine künstliche Alterung der Zemente zu simulieren.

### 6.1 Diskussion der Abzugswerte

Aus den Ergebnissen der beiden Versuchsreihen geht eindeutig hervor, dass die Zementsorte höchst signifikanten Einfluss auf die Retentionswerte hat. Die homogene Varianzanalyse für die Kronenversuche als auch die inhomogene Varianzanalyse für die Insertversuche liefern eine höchste Signifikanz für die Zementsorte (Kronen/Inserts,  $p < 0,000 - 0,0001$ ).

Dyract Cem liefert im Mittel die höchsten Abzugswerte (Kronen-4,02, Inserts-5,75 N/mm<sup>2</sup>). Rely X erreicht bei den Kronenversuchen geringfügig höhere Werte als Ketac Cem (2,46, 2,23 N/mm<sup>2</sup>). In der Insertsversuchsreihe liegen die Werte von Rely X hingegen mit 2,43 N/mm<sup>2</sup> deutlich über den Werten von Ketac Cem 1,73N/mm<sup>2</sup>.

Der geforderte durchschnittliche Abzugskraftwert von 5,5 N/mm<sup>2</sup> wird also nur von Dyract Cem in der Insertversuchsreihe erreicht, Rely X und Ketac Cem liegen in beiden Versuchsreihen deutlich darunter [42].

Ursache für eine Abweichung von dem geforderten Abzugskraftwert liegt in der Art des Versuchsaufbaus, da viele Faktoren die Haftkraft der Zemente beeinflussen.

Die Retention der Zemente variiert beispielsweise mit der Verwendung der Testkörper, so kann eine unterschiedlich hohe Haftung der Zemente an natürlichen Zähnen und metallischen Zahnstümpfen zu Stande kommen.

Die Lagerung der Zähne beeinflusst über eine eventuelle Austrocknung, die Haftkraft von Zementen, die einen chemischen Verbund zu den Zähnen eingehen sollen.

## 6. Diskussion

Die Legierung der Kronen bzw. Inserts hat ebenfalls Einfluss auf die ermittelten Abzugswerte [5].

Die Versuchskörper der beiden Versuchsreihen wurden hier aus einer Phantomgoldlegierung hergestellt, welche möglicherweise zu einer Verringerung der allgemeinen Abzugskraft geführt haben könnte, so dass mit Ausnahme von Dyract Cem (Inserts) kein Zement den geforderten Abzugskraftwert von 5,5 N/mm<sup>2</sup> erreicht hat [40].

Die Retentionsfläche, der Konvergenzwinkel und das Anmischprozedere beeinflussen ebenfalls in entscheidendem Maße die Höhe der Abzugswerte [37, 32, 5, 23, 2, 33, 42].

Die erreichte Retentionskraft der getesteten Zemente kann also nur innerhalb einer Arbeit, oder nur mit einer Arbeit mit exakt identischem Versuchsaufbaus verglichen werden.

Selbst wenn Abzugswerte von ähnlichen Versuchsaufbauten herangezogen werden, differieren die erreichten Werte stark.

Für Ketac Cem ließen sich in diversen Arbeiten mit einem ähnlichen Versuchsaufbau Abzugswerte in einem Bereich von 2,6 bis 6,2 MPa, für Dyract Cem Werte zwischen 1,85 bis 17,8 MPa, und für Rely X Unicem Werte zwischen 2,5 bis 14,5 MPa finden [1, 4, 6, 7, 8, 26, 47, 48, 49].

So können lediglich Tendenzen mit dem Vergleich unterschiedlicher Arbeiten gewertet werden, so erreicht Ketac Cem in der Insert-, wie auch in der Kronenreihe die geringsten Abzugswerte, gefolgt von Rely X. Dyract Cem hingegen erreichte eindeutig die höchsten Retentionswerte.

Diese Ergebnisse korrelieren mit einer Arbeit von *Abo-Hamor et al* (2005). Sie stellten die gleiche Reihenfolge bei Testung dieser drei Zemente fest, allerdings mit wesentlich höheren Einzelabzugswerten (KC 6,1 MPa , RX 14,5 MPa ; DC 17,8 MPa). In ihrer Arbeit wurden auch eigens hergestellte Vollgusskronen ohne den Prozess des Thermocyclings von extrahierten natürlichen menschlichen Zähnen abgezogen[49].

In einer Studie von *Ernst et al.* aus dem Jahre 1998 erreichte Dyract Cem im Vergleich zu Ketac Cem hingegen etwas geringere Abzugswerte (KC 2,36 +- 0,69 N/mm<sup>2</sup>, DC 1,85 +- 0,94 N/mm<sup>2</sup>).

## 6. Diskussion

Das Studiendesign ähnelte dem der vorliegenden Arbeit. Es wurden frisch extrahierte Molaren standardisiert beschliffen, woraus eine Wandhöhe von 3mm und ein Präparationswinkel von 10 Grad resultierte. Als Legierung wurde allerdings eine hochgoldhaltige Legierung gewählt. Entscheidend für die geringen Retentionswerte von Dyract Cem könnte die Tatsache sein, dass in der Studie von *Ernst et al.* [7] die Zähne für Dyract Cem nicht mit entsprechendem Bonding vorbehandelt worden sind.

In einer späteren Studie von *Ernst et al.* [48] wurden anstatt der Vollgusskronen, Vollkeramikronen (Lava - Zirkonoxid) bei ansonsten ähnlichem Versuchsaufbau verwendet. Unter anderen Zementen wurden auch hier Ketac Cem, Dyract Cem Plus und Rely X Unicem auf ihre Retentionskraft getestet. Die Zähne für die Dyract Cem Reihe wurden hier allerdings mit Xeno III vorbehandelt. Ketac Cem erreichte im Mittel 1,8 MPa, Dyract Cem 3,3 MPa und Rely X Unicem 4,8 MPa.

Die separate Vorbehandlung der Zähne mit Prime and Bond NT für die Dyract Cem Testreihe scheint also einen wesentlichen Einfluss auf die hohen Abzugswerte zu haben.

Die eigene Beobachtung, dass sich die Zemente von Ketac Cem (Bild 11) und Rely X Unicem (Bild 12) nach dem Abzug der Kronen und Inserts fast ausschließlich an den Prüfkörpern befanden, bestätigt diese Vermutung. Es konnte ebenfalls festgestellt werden, dass die Schichtdicke der Zemente im Allgemeinen bei der Insertversuchsreihe geringer ausfiel, als bei der Kronenversuchsreihe.

Bei Dyract Cem war der Zement gleichmäßig an den Gusskörpern und den präparierten Zähnen verteilt. (Bild 10) Das könnte ein Hinweis sein, dass eine separate Vorbehandlung durch das empfohlene Prime and Bond NT einen innigeren Verbund zu den Zähnen möglich machte. Bei den Versuchsreihen für Ketac Cem befand sich eine relativ dicke Zementschicht fast ausschließlich an den Prüfkörpern. Bei Rely X Unicem zeigte sich eine etwas dünnere Zementschicht an den Prüfkörpern, hier waren vor allem in der Kronenversuchsreihe auch einige geringe Reste an den Zähne zu finden.

Diese Beobachtung lässt die Schlussfolgerung zu, dass der Verbund zwischen Ketac Cem und den Zähnen letztendlich die Schwachstelle ist, welche zu dem Abriss der Kronen bei den ermittelten Werten führt..

## 6. Diskussion



Bild 10: Dyract Cem – Der Zement befindet sich gleichmäßig an dem beschliffenen Zahn und dem Gusskörper.



Bild 11: Ketac Cem – Der Zement haftet nach dem Abzug der Prüfkörper fast ausschließlich an diesem.

## 6. Diskussion



Bild 12: Rely X Unicem – Es sind an dem beschliffenem Zahn nur vereinzelt Zementreste zu erkennen, überwiegend haftet der Zement an dem Prüfkörper.

Der selbstkonditionierende Composite-Zement Rely X Unicem scheint ebenfalls in dieser Versuchsanordnung keinen ausreichenden Verbund zu dem natürlichen Material eingehen zu können und somit nur über eine mechanische Retention zu halten.

### 6.2 Diskussion des Thermocyclings

Der Prozess des Thermocyclings soll unter Laborbedingungen die thermische Belastungen, welche beim Verzehr von kalten und heißen Speisen im Wechsel auftreten können, simulieren. Die Restaurationen sind in der Mundhöhle unter anderem nicht zu unterschätzenden Extremtemperaturen und einer 100%igen Luftfeuchtigkeit ausgesetzt, welche eine starke Belastung für die Zemente darstellen. Durch die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten der beteiligten Materialien Zahn, Zement und Restauration, kommt es zu erheblichen Spannungen an den jeweiligen Grenzflächen. Die entstandenen Spannungen können zu Rissen im Zementgefüge führen, welche ihrerseits die Retention der Zemente schwächen können.

## 6. Diskussion

Beide Versuchsreihen wurden diesem Verfahren einem 24-stündigen Wasserbad unterzogen. In 36 Stunden durchliefen die Proben jeweils 1000 Zyklen in einem Thermocycler. Die Wasserbäder wurden mit destilliertem Wasser betrieben, wobei das eine auf 1° Celsius abgekühlt und das andere auf 55° Celsius aufgeheizt wurde. Anschließend erfolgten auch hier Abzugsversuche und die Ermittlung der Retentionswerte. Im Allgemeinen resultiert durch dieses Verfahren eine Verringerung der Abzugswerte.

Der Prozess des Thermocyclings zeigt in dieser Untersuchung unterschiedliche Auswirkungen auf die einzelnen Zemente. So kommt es in einigen Versuchsreihen zwar zu der erwarteten Retentionsreduktion, einige Ergebnisse zeigen aber auch eine Steigerung der Haftkraft nach dem Thermocycling. Diese unerwartete Retentionssteigerung korreliert mit den Ergebnisse aus einer Arbeit von *Mendelin* [42]. In dieser Arbeit wurden zwei Zinkoxidphosphatzemente auf ihre Haftkraft untersucht und erfuhren fast ausschließlich eine Steigerung ihrer Retention nach dem Prozess des Thermocyclings. Diese Arbeit unterscheidet sich allerdings vom Versuchsaufbau dahingehend, dass durch die Verwendung von Messingprüfkörpern, anstatt der hier verwendeten natürlichen Zähne zur Anwendung kam.

In der Kronenversuchsreihe hat das Thermocycling auf Rely X Unicem eine retentionsverringende Wirkung, die Abzugswerte von Rely X unterscheiden sich höchst signifikant von Rely X TC, und der Medianwert sinkt von 2,37 auf 1,37 N/mm<sup>2</sup>.

Der Medianwert von Ketac Cem steigt, nicht signifikant, minimal von 2,32 auf 2,36 N/mm<sup>2</sup> an, damit zeigt er eine Tendenz an, welche bei Dyract Cem nach deutlich ist, nämlich dass sich der Medianwert paradoxerweise steigert (DC 3,91; DC TC 7,99). Die Werte von Dyract Cem vor und nach dem Thermocycling unterscheiden sich höchst signifikant.

In der Versuchsreihe mit Inserts als Testkörper zeigen sich folgende Auswirkungen durch den Prozess des Thermocyclings. Ketac Cem und Dyract Cem liefern einen wesentlich geringeren Abzugswert nach der künstlichen Alterung (Median: KC 1,44; KC TC 0,66 N/mm<sup>2</sup>; DC 5,86; DC TC 3,98 N/mm<sup>2</sup>). Die Ergebnisse von Ketac Cem unterscheiden sich nicht signifikant von den Ergebnissen von Ketac Cem TC. Hingegen unterscheiden sich die Ergebnisse von Dyract Cem und Dyract Cem TC höchst signifikant voneinander.

Die Retentionswerte von Rely X Unicem sind hingegen fast unverändert, sie steigen leicht von 2,13 auf 2,31 N/mm<sup>2</sup> an, diese Steigerung ist aber nicht signifikant.

## 6. Diskussion

Aus den Ergebnissen wird ersichtlich, dass das Thermocycling auf die Zemente der einzelnen Stoffklassen unterschiedliche Auswirkungen hat. Ebenfalls scheint auch die Art des Versuchsaufbaus in Zusammenhang mit dem Thermocycling die Haftkraft der Zemente unterschiedlich zu beeinflussen

In einer Arbeit von *M. Rosin et al.* [16] führte das Verfahren des Thermocyclings (4000 Zyklen) zu einer Reduktion im Mittel von 338 auf 321 N bei Ketac Cem und von 739 auf 522 N bei Dyract Cem.

*Barclay et al.* [21] stellte in einer Untersuchung unterschiedlicher Zemente vor und nach dem Prozess des Thermocycling (3000 Zyklen) fest, dass mit einer Ausnahme nur die kunststoffbasierende Zemente eine Reduktion der Haftkraft aufwiesen. *Barclay* führt diese Reduktion der Haftkraft auf drei Phänomene zurück: Die Adhäsion zwischen Zement und Zahn und Restauration weist nach der wechselnden thermischen Belastung direkte adhäsive Fehler an den Oberfläche auf, das Zementgefüge an sich wird beeinträchtigt und führt zu einem kohäsiven Fehler, und einer Kombination aus beidem.

Dieser Sachverhalt würde die Reduktion des Rely X Zementes in der Kronenversuchsreihe erklären, nicht aber die Steigerung der Haftkraft von Dyract Cem und nicht die Steigerung der Retention von Rely X in der Insertversuchsreihe.

*Luthy et. al* [51] stellte hingegen keinen Einfluss bei der Testung verschiedener Kunststoffzemente, aber einen Retentionsverlust bei einem modifizierten Glasionomierzement durch das Thermocycling fest.

*Piwowarczyk et al.* [47] stellte bei der Verwendung Von Rely X Unicem eine Steigerung der Haftkraft nach dem Thermocycling von 9.7 MPa auf 12.7 MPa fest. Er verwendete allerdings Zirkonoxidkronen als Versuchskörper.

Das Thermocycling scheint also einen unterschiedlichen Einfluss auf die einzelnen Zemente zu haben, selbst die Anzahl der durchlaufenden Zyklen hatte Auswirkung auf die Haftkraft der Zemente. So stellte *Burger et al.* [52] in einer Studie, bei Verwendung ein und desselben Zementes/Bondings fest, dass es zunächst zu einer Steigerung der Haftkraft durch das Thermocycling kommt.



## 6. Diskussion

Die Retention stieg von anfänglich 18,1 MPa (100 Zyklen) auf 19,4 MPa (500 Zyklen). Nach 1000 und 2000 Zyklen verringerten sich die Werte aber auf 16,5 bzw. 14,6 MPa. Nach 5000 Zyklen steigerte sich die Retention mit 19,9 MPa sogar noch über den Anfangswert.

Die unterschiedlichen Auswirkungen des Thermocyclings auf die Zemente der zwei eigenen Versuchsreihen lassen sich möglicherweise durch die unterschiedlichen Versuchsaufbauten erklären. Bei der Insertversuchsreihe sind durchweg kleinere Zementfugen im Vergleich zu der Kronenversuchsreihe zu beobachten gewesen, welche aus der direkten Herstellung der Inserts in den Kavitäten resultierten.

*Barclay et al.* [21] führt seine im Vergleich zu anderen Arbeiten geringen Abzugswerte auf eine solche geringe Zementfuge zurück, welche unter den extremen thermischen Belastungen in unterschiedlichen Maße zum Ausdruck kommen könnten.

Wie schon erwähnt, nimmt das Thermocycling auf alle beteiligten Materialien Zahn, Zement und Restauration durch den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten Einfluss. Die dadurch entstehenden Spannungen an den Grenzflächen sind auch von der Schichtdicke der einzelnen Materialien abhängig.

So wäre es denkbar, dass der kompakte Körper der Inserts die Temperaturschwankungen und damit die Auswirkungen auf den Zement durch eine Wärmespeicherung abpuffern könnte. Des Weiteren befindet sich das Insert eingebettet in den Zahn, welcher ebenfalls ein guter Wärmeisolator ist.

Dagegen stehen die Zemente der Kronenversuchskörper mit einer dünnen Wandung der Krone unter dem direkten Einfluss der Wasserbäder. Hier könnte die Wirkung der Temperaturschwankung stärkere Auswirkungen gezeigt haben.

Ein weiterer Aspekt der zu unterschiedlichen Ergebnissen der Versuchsreihen geführt haben könnte, ist die Lagerung der Zähne. Die Zähne für die Kronenversuchsreihe wurden in Chloramin T gelagert, das die Zähne desinfiziert und vor Austrocknung schützt. Die Zähne für die Insertversuchsreihe wurden hingegen in Formaldehyd gelagert, welches die Zähne möglicherweise austrocknet und so einen optimalen chemischen Verbund zwischen Zahnschmelze und Zement beeinträchtigt haben könnte.

Diese Aspekte können im Rahmen dieser Arbeit aber nicht eindeutig geklärt werden und bedürfen weiterer Untersuchungen.

# 6. Diskussion

## 6.3 Diskussion der Testmethoden

Im Rahmen dieser Studie wurde versucht eine möglichst praxisnahe Versuchsanordnung zu finden, d.h. eine Versuchsanordnung, die weitestgehend den klinischen Gegebenheiten entspricht, um die Retentionskraft von Einsetzzementen zu testen.

Es ist eine äußerst anspruchsvolle Aufgabe ein Studiendesign zu entwickeln, welches in der Lage ist, unter Laborbedingungen Ergebnisse zu liefern, die auf die Praxis übertragbar sind.

Da sich die komplexe orale Situation in seiner Gesamtheit sowieso nicht simulieren lässt, werden im Allgemeinen nur die wichtigsten Aspekte in den Versuchsaufbau miteinbezogen.

Die gängigste Methode zur Testung von Zementen stellt die Kronenversuchsreihe dar

Die Überlegung welche zu der Insertmethode geführt hat, war die Reduktion der Haftfläche, da die Zemente im Wandel der Zeit immer bessere Retentionswerte erreichen, welche die Zerreißgrenze des natürlichen Materials überschreiten. Mit diesen kompetenten Materialien waren die Art von vergleichenden Abzugsversuchen nicht mehr ohne weiteres möglich, ohne dass die Versuchszähne reihenweise frakturierten.

Ein weiterer Aspekt der durch die Insertmethode vereinfacht werden sollte, war die Berechnung der Versuchskörperoberfläche, was durch Verwendung eines geometrisch einfach zu berechnenden Prüfkörper umgesetzt werden sollte.

In die Okklusalfäche der plangetrimmten Versuchszähne, wurden nach Anlegen einer provisorischen Kavität, ein konischer Insertbohrer bis zur Oberkante versenkt. Das dafür genutzte Winkelstück wurde dabei über ein Parallellometer geführt, um reproduzierbare Kavitäten zu schaffen. Es war aber dennoch nicht möglich, die dafür vorgesehenen industriell vorgefertigten Keramikinserts immer in gleicher Weise und bei gleicher Eigenfriktion in der Kavität zu platzieren können. Diese Erkenntnis führte dazu, dass in direkter Methode Prüfkörper aus einer Phantomgoldlegierung individuell für jede Kavität hergestellt werden mussten. Die Haftfläche wurde mit einer Messlehre ermittelt.

## 6. Diskussion

Die Haftfläche der Kronen musste mit wesentlich höherem Aufwand berechnet werden.

Die Abformung der beschliffenen Zähne wurde erneut ausgegossen und ein Gipsmodell hergestellt. Mit Hilfe dieses Modells und eines optischen Scanners konnte die Oberfläche genau berechnet werden.

Die Zähne für die Kronenabzugsversuche mussten aufwendig vorbereitet werden, damit die Abzugskraft keine frühzeitigen Frakturen im Bereich der Wurzeln verursachte. Um eine Fraktur der im Vergleich zur Zahnkrone grazileren Wurzeln zu verhindern, wurden diese mit einem Bonding und einer dünnen Schicht fliesfähigen Kunststoff versehen. Dadurch konnte man einen innigen Verbund der Wurzeln zum Einbettmaterial erreichen und die Wurzeln stabilisieren.

Zur Beurteilung der Qualität von Messergebnissen und deren Reproduzierbarkeit, wurde die Standardabweichung herangezogen. Die Standardabweichung ist die Maßzahl der Streuung um den Mittelwert. Sie ist unabhängig vom Umfang der Stichprobe und wird von der Qualität der Messmethode beeinflusst.

Bei Betrachtung der Ergebnisse der beiden Versuchsreihen in Hinblick auf die Standardabweichung fällt auf, dass diese durchweg in der Kronenversuchsreihe erheblich geringer ausfielen. [Abb. 8]

# 7. Zusammenfassung

## 7 Zusammenfassung

### 7.1 Zusammenfassung

Der Erfolg einer festsitzenden Restauration ist in entscheidendem Maße von der dauerhaften Retention der Einsetzzemente abhängig. Da die Retention von vielen Faktoren beeinträchtigt wird, die ihrerseits nur zum Teil vom Behandler zu beeinflussen sind, ist es wünschenswert, dass ein Zement vorhanden ist, der auch unter ungünstigen klinischen Bedingungen eine dauerhaft hohe Haftkraft aufweist.

Ziel der vorliegenden In-Vitro Studie war es somit, die Retentionskraft von individuell gegossenen Kronen und Inserts, die auf bzw. in die vorbereiteten natürlichen Zähne zementiert wurden, zu ermitteln. Durch die Verwendung von Inserts war eine einfache Flächenberechnung möglich, da die Kavitäten mit einem genormten Präparierinstrument gefertigt wurden. Ein weiterer Effekt war eine generelle Verringerung der durchschnittlichen Retentionswerte der Zemente durch die geringere Retentionsfläche im Vergleich zu den individuell gegossenen Kronen. Es hat sich nämlich in Vorversuchen herausgestellt, dass regelmäßig Frakturen der in Kunststoff eingebetteten natürlichen Zähne aufgrund der hohen Retentionskräfte auftraten.

Es wurden jeweils drei verschiedene markteingeführte Zemente für jede Gruppe untersucht. Das Studiendesign wurde so ausgewählt, dass die In-Vitro Ergebnisse Rückschlüsse auf den klinischen Einsatz der Zemente zuließen. Dies wurde durch die Verwendung natürlicher Zähne realisiert, die nach den üblichen Maßgaben zur Präparation für die Aufnahme von Kronen bzw. Inserts vorbereitet wurden.

Anschließend wurden jeweils ein Teil der Kronen bzw. Inserts, erst für 24 Stunden in einem Wasserbad gelagert, dann für 36 Stunden in einem Thermocycler einer künstlichen Alterung unterzogen. Der andere Teil, der als Kontrollgruppe diente, wurde nur für 24 Stunden in ein Wasserbad gegeben, um so die Auswirkungen der künstlichen Alterung auf die Zemente zu ermitteln. Danach erfolgten bei beiden Gruppen die Abzugsversuche in der *Zwick 1454* Universalprüfmaschine zur Ermittlung der Haftkraft der Zemente. Die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse in beiden Versuchsreihen war dabei ein wichtiges Kriterium zur Überprüfung der Validität der Ergebnisse.

## 7. Zusammenfassung

Zur statistischen Auswertung wurden die zwei Versuchsreihen hinsichtlich der Mittelwerte der Haftkräfte, der Standardabweichung und der Streubreite der Ergebnisse gegenübergestellt.

Es wurden drei Zemente unterschiedlicher Stoffklassen ausgewählt, die einen repräsentativen Überblick über die zurzeit erhältlichen Zemente geben. Aus der Gruppe der Glasionomerezemente wurde *Ketac Cem*, aus der der Kompomere *Dyract Cem* und aus der Gruppe der selbst konditionierenden dualhärtenden Kunststoffzemente *Rely X Unicem* untersucht.

Die Unterschiede in den mittleren Abzugswerten der Retentionsversuche zwischen den drei Zementen waren in der Gruppe mit Kronen als Testkörper zwischen *Rely X* [2,46 N/mm<sup>2</sup>] und *Ketac Cem* [2,23 N/mm<sup>2</sup>] signifikant [ $p < 0,05$ ], und zwischen *Dyract Cem* [4,02 N/mm<sup>2</sup>] und den beiden anderen Zementen höchst signifikant [ $p < 0,001$ ].

Nach dem Prozess des Thermocyclings unterschieden sich die Ergebnisse aller drei Zemente in der Gruppe der Kronen höchst signifikant voneinander [ $p < 0,001$ ]. *Rely X* erreichte einen mittleren Abzugswert von 1,41 N/mm<sup>2</sup>, *Ketac Cem* von 2,26 N/mm<sup>2</sup> und *Dyract Cem* von 6,79 N/mm<sup>2</sup>.

In der Gruppe der Inserts ergaben sich hohe signifikante Unterschiede [ $p < 0,01$ ] in der Haftkraft zwischen *Ketac Cem* [1,73 N/mm<sup>2</sup>] und *Rely X* [2,26 N/mm<sup>2</sup>]. Zwischen *Dyract Cem* [5,75 N/mm<sup>2</sup>] und den beiden anderen Zementen ergaben sich höchst signifikante Unterschiede [ $p < 0,001$ ].

Nach der künstlichen Alterung ergaben sich zwischen den mittleren Abzugswerten von *Ketac Cem* [0,74 N/mm<sup>2</sup>] und *Rely X* [2,43 N/mm<sup>2</sup>] signifikante Unterschiede [ $p < 0,05$ ] und zwischen *Dyract Cem* [4,32 N/mm<sup>2</sup>] und den beiden anderen Zementen ein höchst signifikanter Unterschied in den Haftwerten [ $p < 0,001$ ].

*Dyract Cem* erreichte vor und nach dem Prozess des Thermocyclings in beiden Versuchsreihen die signifikant höchsten Abzugswerte der drei untersuchten Zemente. Die gefundenen Ergebnisse lassen somit den Schluss zu, dass *Dyract Cem* im klinischen Einsatz mit seinen dauerhaft hohen Retentionswerten gute klinische Ergebnisse liefert. Um die Evidenz der gefundenen Ergebnisse zu erhöhen, müssen diese allerdings durch weitere In-Vivo Studien bestätigt werden.

## 7. Zusammenfassung

Abschließend kann gesagt werden, dass die Versuchsreihe mit Kronen als Versuchskörper die repräsentativere gewertet werden kann. Sie erreichte durchweg eine geringere Standardabweichung, eine geringere Streubreite und reproduzierbarere Ergebnisse, als die Versuchsreihe mit Inserts als Versuchskörper. Die Testreihe mit Inserts erwies sich als zu techniksensibel, so dass sich die erhofften Vorteile der standardisierten Präparation der Kavitäten und Reduzierung der Haftfläche nicht auf die Ergebnisse der Untersuchung auswirkten.

# 7. Zusammenfassung

## 7.2 Summary

The retention force of cements is decisive for long-term success of fixed prosthodontics. The retention is influenced by many factors. They are only partially affected by the practitioner. It is desirable to have cements with permanent high retention forces even under bad clinical circumstances.

It was therefore, the aim of the present in-vitro study to examine the retention forces of crowns and inserts cemented on naturally, prepared teeth. Beside the group of crowns a second group with inserts were examined because it was easy to calculate the surface area of the insert cavities, which were prepared with a normed diamond bur. Another effect was a general decrease of the average retention forces because of the decrease in surface area. This made sense because in preliminary tests fractures of the prepared, in an acrylic block embedded natural teeth, occurred at regular intervals.

Three different cements in each group of crowns and inserts were examined. Clinical conditions in this in-vitro study were simulated by preparing natural teeth in a standardized way and cementing the test subjects according to manufacturer instructions. Thereafter artificial ageing of the specimen were created. Therefore the crowns and inserts were stored for 24 hours in a water bath following 36 hours in a thermocycler. The control group were only stored for 24 hours in a water bath. After pretreating the specimens, the crowns and inserts were mounted in a Zwick universal 1454 testing machine until disintegration of the specimen from the teeth. Median values, standard deviation and spread of the retention forces were compared for the statistical analysis between the two groups.

Three different cements in three different material groups were chosen to have a representative overview. Ketac Cem (glasionomer cements), Dyract Cem (compomere) and Rely X Unicem (dual curing self adhesive resin cement) were investigated.

Regarding the retention forces in the group of crowns the differences revealed the highest median values for Dyract Cem [4.02 N/mm<sup>2</sup>,  $p < 0.001$ ], followed by Rely X [2.46 N/mm<sup>2</sup>,  $p < 0.05$ ]. Ketac Cem showed the lowest median values in the group of crowns [2.23 N/mm<sup>2</sup>,  $p < 0.05$ ].

After thermocycling the differences between the median values of the retention forces were highly significant among the three cements [ $p < 0.001$ ]. The median values of the retention

## 7. Zusammenfassung

forces was in average 1.41 N/mm<sup>2</sup> for Rely X, 2.26 N/mm<sup>2</sup> for Ketac Cem and 6.79 N/mm<sup>2</sup> for Dyract Cem.

The highest differences between the median values for the retention forces in the group of inserts occurred for Dyract Cem [5.75 N/mm<sup>2</sup>,  $p < 0.001$ ] followed by Rely X [2.26 N/mm<sup>2</sup>,  $p < 0.01$ ]. Ketac Cem showed the lowest median values in the group of inserts [1.73 N/mm<sup>2</sup>].

After thermocycling the differences in the median values of the retention forces were significant [ $p < 0.05$ ] between Ketac Cem [0.74 N/mm<sup>2</sup>] and Rely X [2.43 N/mm<sup>2</sup>]. Dyract Cem showed the highest median values compared to the other cements [4.32 N/mm<sup>2</sup>,  $p < 0.001$ ].

Before and after thermocycling Dyract Cem showed the highest median values of the retention forces in both groups. Within the limits of this study it can be concluded, that with regard to the retention force the cement Dyract Cem offered good properties for clinical practice. However, follow up In-Vivo studies must confirm these findings.

The results showed a lower standard deviation and spreading of the results in the group of crowns compared to the group of inserts. The reproducible results in the group of crowns are the reason why it can be seen as the most representative group. The expected advantages in the group of inserts because of the standardized preparation with a normed diamond bur and the reduction of the surface area, seemed not to influence the results.



# 8. Tabellarischer Anhang

## 8 Tabellarischer Anhang

### Kronen

#### 2.9

**Tabelle:** Ergebnisse des Kolmogorov – Smirnov Test, Signifikanzkorrektur nach

Lilliefors; Versuchsserie 1 – Kronen

Statistik	Fallzahl	Signifikanz
0,067	59	0,200

#### 2.2

**Tabelle:** Deskriptive Auswertung der Abzugsversuche der Versuchsreihe 1 Kronen; alle gemessenen Werte in N/mm<sup>2</sup>

Test-verfahren	Zement	Thermo-cycling	Mittelwert	Median	Standard-abweichung	N
Kronen	Ketac Cem	ohne	2,23	2,32	0,47	10
		mit	2,26	2,36	0,42	10
	Rely X	ohne	2,46	2,37	0,31	10
		mit	1,41	1,37	0,29	10
	Dyract Cem	ohne	4,02	3,91	0,31	10
		mit	6,79	7,00	0,76	9

## 8. Tabellarischer Anhang

### 2.3

**Tabelle:** Ergebnis des Levene – Test;

Versuchsreihe 1 – Kronen

Prüft die Nullhypothese, dass die Fehlervarianz der abhängigen Variablen über Gruppen hinweg gleich ist.

Fallzahl		Signifikanz
1,692	59	0,153

### 3.6

**Tabelle:** Ergebnisse der Untergruppe nach Tukey – HSD; Abzugswerte in N/mm<sup>2</sup>;

Versuchsreihe 1 – Kronen

Zement	N	Untergruppen			
		1	2	3	4
Rely X TC	10	1,41			
Ketac Cem	10		2,231		
Ketac Cem TC	10		2,264		
Rely X	10		2,462		
Dyract Cem	10			4,0155	
Dyract Cem TC	9				6,9606

## 8. Tabellarischer Anhang

### Inserts:

#### 6.9

**Tabelle:** Ergebnisse des Kolmogorov – Smirnov Test, Signifikanzkorrektur nach Lilliefors; Versuchsreihe 2 – Inserts

Statistik	Fallzahl	Signifikanz
0,107	60	0,085

#### 6.2

**Tabelle:** Deskriptive Auswertung der Abzugsversuche der Versuchsreihe 2 Inserts; alle gemessenen Werte in N/mm<sup>2</sup>

Testverfahren	Zement	Thermocycling	Mittelwert	Median	Standardabw.	N
Inserts	Ketac Cem	ohne	1,73	1,44	0,71	10
		mit	0,75	0,66	0,32	10
	Rely X	ohne	2,26	2,13	0,61	10
		mit	2,43	2,31	1,23	10
	Dytact Cem	ohne	5,75	5,86	1,00	10
		mit	4,32	3,98	0,74	10

## 8. Tabellarischer Anhang

### 6.3

**Tabelle:** Ergebnis des Levene – Test; Versuchsreihe 2 - Inserts

Prüft die Nullhypothese, dass die Fehlervarianz der abhängigen Variablen über Gruppen hinweg gleich ist.

Fallzahl		Signifikanz
3,153	60	0,014

### 6.6

**Tabelle:** Ergebnisse der Untergruppe nach Tukey – HSD, Versuchsreihe 2 – Inserts; gemessenen Werte in N/mm<sup>2</sup>

Zement	N	Untergruppen			
		1	2	3	4
Ketac Cem TC	10	0,748			
Ketac Cem	10	1,734	1,734		
Rely X	10		2,256		
Rely X TC	10		2,433		
Dyract Cem TC	10			4,323	
Dyract Cem	10				5,746

# 9. Literatur

## 9. Literatur

- 1.) Yim N.H.; Rueggeberg F.A.; Caughman W.F.; Gardner F.M.; Pashley D.H.:  
Effect of dentin desensitizers and cementing agents on retention of full crowns using  
standardized crown preparation  
J. Prosthet. Den.; 83 (4), 459-465 (2000)
- 2.) El-Mowafy O.M.; Fenton A.H.; Forrester N.; Milenkovic M.:  
Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements; Effects of preparation  
taper and high  
J. Prosthet. Den.; 76 (5), 524-529 (1996)
- 3.) Tjan A.H.L.; Li T.:  
Seating and Retention of complete crowns with a new adhesive resin cement  
J. Prosthet. Den.; 67 (4), 478-483 (1992)
- 4.) Gorodovsky S.; Zidan O.:  
Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements  
J. Prosthet. Den.; 68 (3), 269-274 (1992)
- 5.) Ergin S.; Gemalmaz D.:  
Retentive properties of five different luting cements on base and noble copings  
J. Prosthet. Den.; 88 (5), 491-497 (2002)
- 6.) Browning W.D.; Nelson S.K.; Cibirka R.; Myers M.L.:  
Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations  
Quintessence Int.; 33 (2), 95-100 (2002)
- 7.) Ernst C.-P.; Wenzl N.; Stender E.; Willershausen B.:  
Retentive strength of cast gold crowns using ionomer, compomer, or resin cement  
J. Prosthet. Den.; 79 (4), 472-475 (1998)
- 8.) Cheylan J.-M.; Gonthier S.; Degrange M.:  
In Vitro Push-out Strength of Seven Luting Agents to Dentin  
Int. J. Prosthodont.; 15 (4), 365-370 (2002)

## 9. Literatur

- 9.) Wakefield C.W.; Draughn R.A.; Sneed W.D.; Davis T.N.:  
Shear Bond Strengths of six Bonding Systems Using the Pushout Method of In Vitro Testing  
Operative Dentistry; 23, 69-76 (1998)
- 10.) Chang C.C., Nguyen T. ; Duong J.H., Ladd G.D.:  
Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel  
J. Prosthet. Dent.; 79 (5), 503-507 (1998)
- 11.) Frankenberger R.; Sindel J.; Krämer N.; Petschelt A.:  
Dentin Bond Strength and Marginal Adaptation: Direct Composite Resins vs. Ceramic Inlays  
Oper. Dent.; 24, 147-15 (1999)
- 12.) Patierno J.M.; Rueggeberg F.A.; Anderson R.W.; Weller R.N.; Pashley D.H.:  
Push-out strength and Sem evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin  
Endod. Dent. Traumatol.; 12, 227-236 (1996)
- 13.) Ozturk N.; Aykent F.:  
Dentin bond strengths of two ceramic inlay Systems after cementation with three different techniques and one bonding system  
J. Prosthet. Den.; 89 (3), 275-281 (2003)
- 14.) Li Z.C.; White S.N.:  
Mechanical properties of dental luting cements  
J. Prosth. Den.; 81 (5), 597-609 (1999)
- 15.) Stewart G.P.; Jain P.; Hodges J.:  
Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin  
J. Prosthet. Den.; 88 (3), 277-284 (2002)
- 16.) Rosin M.; Splieth C.; Wilkens M.; Meyer G.:  
Effect of cement type on retention of a tapered post with a self-cutting double thread  
J. of Dent.; 28, 577-582 (2000)

## 9. Literatur

- 17.) Gundler A.; Lockowndt P.; Erhardson S.:  
Crown retention and cycling loading ( in vitro)  
Scand. J. Dent. Res.; 101 (4), 252-256 (1993)
- 18.) Soeno K. ; Taira Y.; Matsumura H.; Atsuta M.:  
Effect of desensitizer on bond strength of adhesive luting agents to dentin  
J. Oral Rehabil.; 28, 1122-1128 (2001)
- 19.) Kullmann W.:  
Zur Klassifikation von Befestigungskunststoffen für Ätz-Klebe-Restaurationen  
Dtsch. Zahnärztl. Z.; 43, 1077-1080 (1988)
- 20.) Yap A.U.A.:  
Effects of storage, thermal and load cycling on a new reinforced glass-ionomer cement  
J. Oral Rehabil.; 25, 40-44 (1998)
- 21.) Barclay C.W.; Boyle E.L. Williams R.; Marquis P.M.:  
The effect of thermocycling on five adhesive luting cements  
J. Oral Rehabil.; 29 (6); 546-552 (2002)
- 22.) Hotz P.; McLean J.W.; Sced I.; Wilson A.D.:  
The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates  
Br. Dent. J.; 142, 41-47 (1977)
- 23.) Zumstein T.A.; Strub J.R.:  
Die Haftung von drei Befestigungszementen bei verschiedener Oberflächenrauheit des Dentins  
Dtsch. Zahnärztl. Z.; 37; 16-21 (1982)
- 24.) Zumstein T.A.; Strub J.R.:  
Zementhaftung  
Schweiz. Mschr. Zahnheilk.; 91, Nr.4, 196-205 (1981)
- 25.) Kulmann W.:  
Werkstoffkundliche Eigenschaften von Glasionomerzementen im Vergleich zu konventionellen Materialien  
Dtsch Zahnärztl. Z.; 41, 660-666 (1986)

## 9. Literatur

- 26.) Omar R.:  
A comparative study of the retentive capacity of dental cementig agents  
J. Prosthet. Dent.; 60 (1), 35-40 (1988)
- 27.) Noffsinger D.P.; Jedrychowski J.R.; Caputo A.A.:  
Effects of polycarboxylate and glass ionomer cements on stainless steel crown retention  
Pediatr. Dent.; 5 (1); 68-71 (1983)
- 28.) Myers D.R.; Bell R.A.; James T.B.:  
The effect of cement type and tooth preparation on the retention of stainless steel crowns  
J. Pedodont.; (Summer), 275-280 (1981)
- 29.) Braga R.R.; Cesar P.F.; Conzaga C.C.:  
Mechanical properties of resin cements with different activation modes  
J. Oral Rehabil.; 29; 257-262 (2002)
- 30.) Oilo G.:  
The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements  
J. Oral Rehabil.; 5, 377-389 (1978)
- 31.) R. Hickel, K.-H. Kunzelmann, P. Lambrechts, J. Perdigao, G. Vanherle, B. Van Meerbeek, R. Frankenberger, J. Munck:  
Die Adhäsivtechnologie – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis  
3M Espe; Seefeld (2001)
- 32.) Parker M.H., Malone K.H., Trier A.C., Striano T.S.:  
Evaluation of resistance form for prepared teeth  
J. Prosthet. Dent.; 66(6), 730-733 (1991)
- 33.) Marxkors R.  
Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik  
Deutscher Ärzte Verlag; 3. Auflage, Köln (2000)
- 34.) Shillingburg, Jacobi, Brackett  
Grundlagen der Zahnpräparation  
Quintessenz Verlags GmbH; Berlin (1988)



## 9. Literatur

- 35.) Ohm E., Silness J.  
The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns  
J. Oral Rehabil.; 5, 371-5 (1978)
- 36.) Nordlander J., Weir D., Stoffer W., Ochi S.  
The taper of clinical preparations for fixed prostodontics  
J. Prosthet. Dent.; 60, 148-52 (1988)
- 37.) Maxwell A.W., Blank L.W., Pelleu G.B.:  
Effect of crown preparation height on the retention and resistance of gold castings  
General Dentistry; May-June, 200-202 (1990)
- 38.) Kaufmann E.G., Coelho D.H., Colin L.  
Factors influencing the retention of cemented gold castings  
J.Prosthet. Dent.; 11(3), 487-502 (1961)
- 39.) Hellwig; Klimek; Attin  
Einführung in die Zahnerhaltung  
Urban & Fischer Verlag; München, Jena (1999)
- 40.) American Dental Association  
Guide to Dental Materials and Devices  
ADA; 6<sup>th</sup> ed.; Chicago (1972)
- 41.) Burckhardt R.:  
Der Einfluß der Anmischtemperatur auf die Verarbeitungszeit von  
Befestigungszementen  
ZMK; 10, 6-13 (1998)
- 42.) Mendelin U.:  
Die Retention von Kronen in Abhängigkeit von Stumpfhöhe und Befestigungszement  
Zahn-Medizinische Dissertation Gießen (2002)
- 43.) Johnson GH, Hazelton LR, Bales DJ, et al:  
Effect of resin-based sealer on crown retention for three types of cement  
J. Prosthet Dent. 91; 428-435, (2004)

## 9. Literatur

- 44.) Baldissara P., Comin G., Martone F., Scotti R.:  
Comparative study of the marginal Mikroleakage of six cements in fixed provisional crowns  
J. Prosthet. Dent.; 80(4), 417-422 (1998)
- 45.) Smith DC, Cooper WE:  
The determination of shear strength. A method using a micro-punch appatus  
Dr Dent J.; 130, 333-7 (1971)
- 46.) Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al.:  
Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of micro-tensile test  
Dent Mater; 10, 236-40 (1994)
- 47.) Piwowarczyk A, Lacer HC, Sorensen JA:  
The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments  
Oper. Dent.; 30(3); 382-8 (2005)
- 48.) Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B:  
In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents.  
J. Prosthet. Dent.; 79(4); 472-476 (1998)
- 49.) Abo-Hamar SE, Hiller KA; Jung H, Federlin M, Friedl KH:  
Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel  
J. Prosthet. Dent; 93(6): 551-8 (2005)
- 50.) Cooley RL, Barkmeier WW, Evans JG:  
Shear bond strengths of resin adhesive cements to dentin and Ni-Cr-Be alloy.  
J. Esthet. Dent.;4(4), 117-20 (1992)
- 51.) Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH:  
Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to circonia ceramic  
Dent. Mater., 22(2), 195-200. (2006, Epub 2005)
- 52.) Burger KM, Cooley RL, Carcia-Goday F:  
Effect of Thermocycling times on dentin bond strength.  
J. Esthet. Dent.;4(6),197-8 (1992).

# 10. Erklärung

## 10 Erklärung

„Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die ich wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.“

# 11. Danksagung

## 11 Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. dent. Paul Ferger, Leiter der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Klinikums der Justus-Liebig Universität Gießen, bin ich für die Überlassung des Themas dieser Arbeit und für die intensive Unterstützung und Betreuung bei der Durchführung der Studie sehr dankbar.

Bedanken möchte ich mich ebenfalls bei den wissenschaftlichen Mitarbeitern der Abteilung, und insbesondere bei Herrn Ulrich Heun für die tatkräftige Unterstützung.

Abschließend möchte ich meinen Eltern Roswitta Schafhausen und Horst Schafhausen, die mir das Studium erst ermöglichten und mich in allen Bereichen unterstützt und ermutigt haben von ganzen Herzen danken.

# 12. Lebenslauf

## 12 Lebenslauf

- 1981-1985 Besuch der Christopherus Grundschule in Düsseldorf
- 1985-1995 Besuch des Geschwister-Scholl-Gymnasium in Düsseldorf
  - 06.1995 Abitur
- 1995-1996 Zivildienstleistender bei der Johanniter-Unfallhilfe, Düsseldorf
- 10.1996 - 10.2002 Studium der Zahnheilkunde an der Justus-Liebig-Universität Giessen
  - 04.2000 zahnärztliche Vorprüfung
  - 12.12.2002 zahnärztliche Prüfung
  - 18.12.2002 Approbation
- 07.2003 - 03.2004 Vorbereitungsassistent in der zahnärztlichen Praxis Peter Hoffmann in Ratingen
- 04.2004 - 12.2006 Vorbereitungsassistent in der zahnärztlichen Praxis Dr. Jürgen Laufs in Düsseldorf
- seit 01.2007 Zahnarzt in der zahnärztlichen Praxis Dr. Jürgen Laufs in Düsseldorf